

Zur
Entwicklung und Anwendung
von
Osteosynthese-Implantaten

Reinhold Krug

MÜNCHEN 1977



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41555626_0065

Löffelmann KG Leitershofenstr. 12 • 8901 Stadtbergen
Telefon: 0821/ 52 51 97

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität
München

Direktor: Professor Dr. A. N. W i t t

ZUR ENTWICKLUNG UND ANWENDUNG
VON OSTEOSYNTHESE-IMPLANTATEN

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Reinhold Krug

aus

Augsburg

München 1977

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität München

1. Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. W. Keyl
2. Berichterstatter: Professor Dr. med. A. N. Witt
Dekan: Professor Dr. med. W. Spann



Tag der mündlichen Prüfung: 22. November 1977

An dieser Stelle möchte ich Herrn PD Dr. Werner Keyl für die freundliche Überlassung des Themas und die hilfreichen Ratschläge, die mir bei der Arbeit vieles erleichtert haben, danken.

Mein besonderer Dank gebührt Herrn Dr.-Ing. Michael Ungethüm, dem Leiter des biomechanischen Labors an der Orthopädischen Klinik in München-Harlaching, der mir immer mit großer Hilfsbereitschaft bei allen Fragen zur Seite stand.

Vorliegende Arbeit entstand im Rahmen des gemeinsamen Forschungsprojektes "Kraftflußberechnungen in Knochenstrukturen und Prothesen" mit der Firma D. O. R. N. I. E. R. Dieses Projekt wird vom Bundesministerium für Forschung und Technologie finanziell unterstützt.

Meinen lieben Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Übersicht über die wichtigsten Daten zur Entwicklung der Osteosynthese	1
Einleitung	2
1. Geschichte der Osteosynthese	4
1.1. Organisches Material	4
1.2. Kunststoffe	5
1.3. Metalle	8
1.3.1. Draht-Osteosynthesen	9
1.3.2. Schraubenosteosynthesen	19
1.3.3. Nagel-Osteosynthesen	24
1.3.3.1. Einfache Nagelung	24
1.3.3.2. Intramedullärnagelung	26
1.3.3.3. Schenkelhalsnagelung	35
1.3.4. Plattenosteosynthese	44
1.3.5. Äußere Knochenfeststeller	55
2. Stand der Osteosynthese	58
2.1. Ziel der Osteosynthese	58
2.2. Biologie der Knochenbruchheilung bei stabiler Fixation	59
2.3. Allgemeine Verfahren der Osteosynthese	60
2.4. Biomechanische Grundlagen	60
2.4.1.1. Das Verhalten des menschlichen Knochens auf Druck	61
2.4.1.2. Meßergebnisse der Druckbelastbarkeit von menschlichen Knochenstrukturen	62
2.4.2. Biomechanik der Schrauben in der Osteosynthese	64
2.4.3.1. Allgemeine Mechanik der Plattenosteosynthese	69
2.4.3.1.1. Druckanwendung bei Platten	69
2.4.3.1.2. Vorbiegung der Platten	75

2.4.3.2. Funktionsprinzip der selbstspannenden Platten	79
2.4.3.3. Meßergebnisse der longitudinalen Kräfte bei Druckplatten	86
2.5. Werkstoffprüfungen für Osteosynthesedrähte und -nägeln	88
2.6. Festigkeitsuntersuchungen von Osteosynthesen	92
2.7. Die Fremdkörperfrage	93
2.8. Das Problem der "stress protection"	98
2.9. Klinische Erfahrungen mit verschiedenen Verfahren der Osteosynthese	101
2.9.1. Verplattung	101
2.9.2. Marknagelung	102
2.9.3. Zugschrauben	102
2.9.4. Bohrdraht und Cerclage	102
2.9.5. Behandlung von Pseudarthrosen	103
2.10. Das Problem des Schenkelhalsbruchs	103
2.10.1. Biomechanische Überlegungen	104
2.10.2. Klinische Erfahrungen mit Schenkelhalsosteosynthesen	111
2.11. Neue Wege in der Knochenbruchbehandlung	114
2.11.1. Die Knochenbruchbehandlung mit elektrischem Strom	114
2.11.2. Erste Ergebnisse einer Osteosynthese mit Ultraschall	116
2.11.3. Verlängerungsosteotomien mit kontinuierlicher Verlängerung	117
2.11.4. Verwendung von autoplastischen Knochen- spänen als Osteosyntheseplatten unter Druckanwendung	117
2.11.5. Tierversuche mit einer elastischen Platte	118
Literaturverzeichnis	119
Lebenslauf	141

Übersicht über die wichtigsten Daten zur Entwicklung der Osteosynthese

- 1775 Erste Osteosynthese mit Drahtumschlingung von
LAPAYODE und SICRE
- 1825 Knochennaht bei Pseudarthrose von RODGERS
- 1848 Elfenbeinosteosynthese von DIEFENBACH
- 1855 Knochenfeststeller von LANGENBECK
- 1860 Knochenspanverpflanzung nach NUSSBAUM
- 1862 Drahtnaht, Verschraubung, Nagelung von GURLT
- 1877 Drahtnaht an der Patella von LISTER, oft als Be-
ginn der Osteosynthese bezeichnet
- 1886 Osteosyntheseplatte nach HANSMANN
- 1890 Kniegelenkprothese aus Elfenbein von GLUCK
- 1895 Entdeckung der Röntgenstrahlen durch RÖNTGEN
- 1897 LANEsche Platte
- 1904 Intramedullärnagelung nach NIEHANS
- 1907 Fixateur externe von LAMBOTTE
- 1908 LEXERSche Knochentransplantationstechnik
- 1923 SCHANZsche Bohrschraube
- 1926 V2a-Stahl für die Osteosynthese (M. LANGE)
- 1931 Dreilamellennagel für Schenkelhals (SMITH-PETERSON)
- 1936 RUSH-pin
- 1937 Winkelplatten, Laschennägel
- 1940 KÜNTSCHER-Marknagel
- 1948 Druckosteosynthese nach GREIFFENSTEINER
- 1949 DANIS-Druckplatte, Knochenschrauben
- 1953 CHARNLEYScher fixateur
- 1959 Gründung der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese-
fragen (AO) in Davos
- 1960 Fertigstellung des Grundinstrumentariums der AO
durch M.E. MÜLLER
- 1966 Verbundosteosynthese mit Palacos nach SCHIEUBA
- 1966 Kompressionsmarknagel nach KAESSMANN
- 1968 Selbstspannende Platten nach MITTELMEIER
- 1969 Dynamic Compression Plate der AO
- 1971 Krallendrucknagel nach VIERNSTEIN
- 1975 Verkeilungs-Spann-Nagel nach MITTELMEIER

Einleitung

Narkose, Antisepsis und Asepsis bildeten die große Vorbedingung für die Chirurgie. Als diese Meilensteine in den 80-er Jahren des 19. Jahrhunderts gelegt waren, schwand die uralte Furcht der Chirurgen vor der Infektion. Es eröffnete sich den Operateuren der Weg in alle Bezirke des menschlichen Körpers. Dementsprechend nahm auch die operative Knochenbruchbehandlung erst ihren Aufschwung nach dieser Zeit.

Allgemein für die Chirurgie, speziell aber für die Knochenchirurgie, stellte die Entdeckung der Röntgenstrahlen durch W. RÖNTGEN 1895 einen entscheidenden Fortschritt dar. Unter allen diesen Bedingungen konnte sich die Osteosynthese gegen Ende des 19. Jahrhunderts entwickeln.

Während man früher sehr viel organisches Material (Elfenbein, hetero- und homologen Knochen) implantierte, brachten intensive Materialprüfverfahren in Bezug auf Mechanik und biologische Verträglichkeiten immer weitere und bessere Entwicklungen hervor, wobei heute praktisch nur noch Metallimplantate verwendet werden. Gerade an der Metallfrage entzündet sich heute eine heftige Diskussion, die aller Voraussicht nach nicht schnell abgeschlossen werden kann. Bei der Entwicklung der Osteosynthese ist interessant festzustellen, daß fast alle unsere heute am meisten gebrauchten Implantatformen schon vor geraumer Zeit entdeckt wurden, oft lange bevor sie allgemein in die operative Knochenbruchbehandlung Eingang fanden. Es bedurfte meist einer starken Persönlichkeit, oder einer Gruppe von Chirurgen, die auf Grund ihrer Autorität solchen Methoden zum Durchbruch verhalf. Ein typisches Beispiel hierfür ist die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) in der Schweiz.

Noch ziemlich neu ist die wissenschaftliche Erforschung der Knochenbruchheilung mit Fluoreszenzmikroskopie. Hier-

durch wird es möglich, die Bruchheilung mit und ohne Implantat zu untersuchen, und vor allem die Wirksamkeit verschiedener Implantatformen zu erforschen.

1. Geschichte der Osteosynthese

1.1. Organisches Material

Zur Osteosynthese von Frakturen und Pseudarthrosen wurden über viele Jahrzehnte Elfenbein und Horn, sowie autologes und heterologes Knochenmaterial verwendet.

Noch in die vorantiseptische Ära fällt der Vorschlag DIEFFENBACHs aus dem Jahre 1848, mit E l f e n b e i n - s t i f t e n eine Verbindung der Knochenfragmente herzustellen (33). Den weltweiten Anstoß zur Elfenbeinimplantation gab der Franzose OLLIER um 1860. Er konnte eine Reihe gut behandelter Frakturen vorweisen (19, 204). HEINE und KÖNIG führten diese Methode nach Deutschland ein (57, 99). Nicht nur bei Frakturen und Pseudarthrosen, sondern auch als Knochenersatz bei Defekttrümmerbrüchen wurden Elfenbeinstifte verwendet (ROSE 1889; 57). Die Form bestand in einem Bolzen, der ober- und unterhalb der Fraktur in die Markhöhle eingerammt wurde. GLUCK, selbst ein großer Vertreter der Elfenbeinbolzung, ging 1890 sogar soweit, zwei mit einem Scharnier verbundene Elfenbeinzapfen als künstliches Gelenk zu verwenden (Abb. 1; 57). Schließlich stellte 1913 MAGNUSON Platten und Schrauben aus Elfenbein her (131). Bis ungefähr 1920 gelangte Elfenbein zur Anwendung. Als nicht genügend stabil erwiesen sich H o r n b o l z u n g e n von REHN, auch anfangs von KÖNIG (1926; 33).

Etwa parallel zur Anwendung von Elfenbein entwickelte sich die K n o c h e n s p a n e i n p f l a n z u n g . NUSSBAUM hat 1860 nach den Empfehlungen von WOLFF und OLLIER wahrscheinlich als erster Osteosynthesen mit Knochenstäben durchgeführt (19). Dabei wurde anfänglich auch tierischer Knochen, ob frisch mit Periost (MAC EWEN und PONCET 1890; 57) oder präpariert (ausgekochter Rinderknochen F. LANGE 1921; 116), implantiert.

KÖNIG kombinierte erstmals 1901 die Drahtcerclage mit Knochenspananlagerung (138), eine Technik, die durch LEXER bis 1908 erst zu technischer Perfektion fand. Der cortico-spongiöse Span sollte gleichzeitig Stabilität bieten und osteogenetischer Ansatzpunkt sein. Beeindruckend sind die zimmermannartigen Konstruktionen mit Knochenspänen und -bolzen (Abb. 2; 124). Nach dem Krieg wurde bei uns der PHEMISTER-Span als einfacher Anlagerungsspan zur Verbesserung der Osteogenese bei verzögerter Kallusbildung bekannt (117).

Mehr historisches Interesse haben die Nägel und Schrauben aus entkalktem Knochen nach BIRKENFELD 1930 (13), ebenso die Knochenspäne nach KÜPPERMAN 1957 (113, 122). Neu ist die Herstellung von Platten aus konserviertem Knochen nach SCHUHMANN und BUCHMANN 1971 (185).

1.2. Kunststoffe

Kurz vor der Jahrhundertwende wurden zur Osteosynthese auch Kunststoffe verwendet, da die Metalle zu dieser Zeit sehr schlechte Fremdkörpereigenschaften aufzeigten. Allerdings wiesen die damals gebrauchten Kunststoffe auch schlechte biologische Verträglichkeiten auf; sie kamen bis 1930 völlig außer Gebrauch. Erst die modernen Kunststoffe auf der Perlon^R-Basis und die Knochenzemente konnten allen Ansprüchen - Festigkeit und biologische Verträglichkeit - gerecht werden.

Glas in Form von Glaswolle und Stäben wurde um 1890 von SALZER als Knochenersatz verwendet (57), PEAN versuchte 1899 mit Prothesen aus Kautschuk-Platiniridium Erfolg zu erzielen (184). Neu entstand damals das Celluloid, das in Form von Stäben zur Anlagerung und Bolzung von SCHUCHARDT 1899 (184) und von F.LANGE bis zum Jahre 1922 bei Spondylitikern gebraucht wurde (157). Die Tendenz, möglichst knochenähnliche Stoffe zu verwenden, brachte EDEN 1924

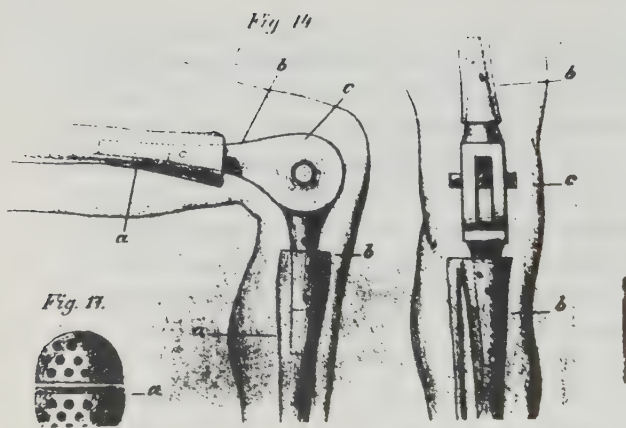


Abb. 1:
Kniegelenksprothese
nach GLUCK (1890)

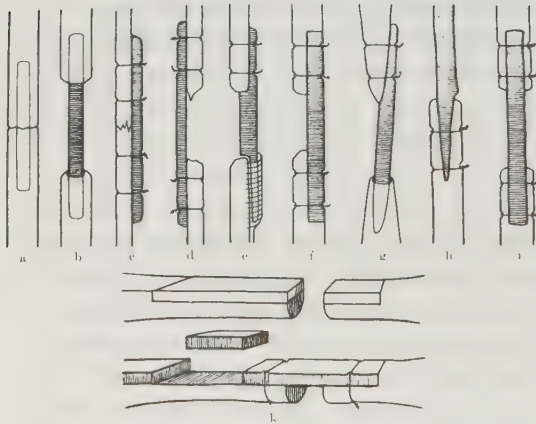


Abb. 2:
Beispiele für die
LEXERSche Knochen-
spanchirurgie (1908)

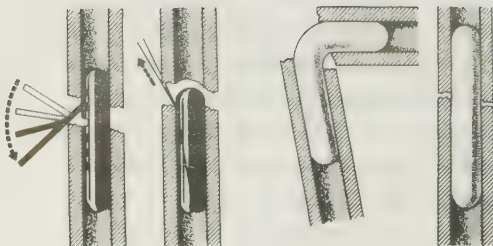


Abb. 3:
Perlon Bolzen nach
MATZEN, hart und
thermoplastisch
(1961)

dazu, aus Kollagen und Kalziumphosphaten einen künstlichen Knochen herzustellen (33).

Parallel zu den ersten Kunststoffen entstanden auch schon Knochenleime und Plombierungsmittel. Auch hierbei war es wohl wieder SALZER, der als erster versuchte, mit einem Knochenleim aus "Colophonium, Lapis pumicis subtil. oder Gyps" Knochenfragmente zu verleimen oder Markhöhlen aufzufüllen (1890; 57). Andere Plombierungsmittel waren nach DREESMANN (1899): Kupferamalgam, Guttapercha, Zement oder Gips, nachdem vorher die Markhöhle mit glühendem Öl ausgegossen wurde, um aseptische Bedingungen zu schaffen (184).

Die Kunststoffosteosynthese geriet um 1920 völlig in Vergessenheit. MATZEN brachte 1961 die Methode der Kunststoffbolzen wieder auf mit seinen harten oder thermoplastischen Perlonbolzen, allerdings hielt sich diese Methode nicht lange (Abb. 3; 181).

Die Knochenleime fanden ihre Weiterführung in den modernen Knochenzementen, für deren Verwendung sich besonders SCHEUBA und M.E.MÜLLER verdient gemacht haben. Das erst entwickelte Ostamer^R erwies sich als knochentoxisch und wurde von Palacos^R verdrängt. Damit goß M.E.MÜLLER 1962 z.B. osteoporotischen Knochen aus. Die erste Verbundosteosynthese führte 1966 SCHEUBA mit einem Dreilamellenagel und Palacos aus, heute verwendet man dazu Winkel- und Kondylenplatten, sowie auch gerade Platten (139, 178, 181). Noch im tierexperimentellen Stadium befinden sich die Versuche von RIEDL et al. (1975), mit Knochenmehl und Palacos unter Einwirkung von Ultraschall Osteosynthesen in Form zirkulärer Manschetten um die Frakturstelle zu bewerkstelligen (166).

Im Hinblick auf die Herstellung isoelastischer Platten (s. Kap. stress protection) beliefen sich bisherige Forschungen auf die Einbettung orientierter Fasern (Bor- oder Kohlenstoff-Whisker) in eine Kunststoffmatrix (201).

1.3. Metalle

Die unvergleichlich guten mechanischen Eigenschaften von Metallen ermöglichten gleich zu Beginn der operativen Knochenbruchbehandlung stabile Osteosynthesen. Zuerst wurden einfache Eisenlegierungen verwendet, die dementsprechend schlechte Fremdkörpereigenschaften zeigten. Edelmetalle wie Silber und Gold waren zu teuer und auch zu wenig stabil. Erst ab 1912 gab es in Amerika Vanadiumstahl (SHERMAN 1912), ab 1936 wurde dort fast ausschließlich die Kobaltlegierung "Vitallium" gebraucht. In Deutschland setzte sich als erster M. LANGE 1926 für die Verwendung von Edelstählen (V2a-Stahl) ein (11). Aber noch heute ist die Diskussion über das zu verwendende Metall nicht abgeschlossen.

Während organisches Material (außer der LEXERSchen Knochenspanchirurgie) und Kunststoff am Anfang eine geringe Rolle spielten, war Metall von vornherein das stabilste und best verträgliche, auch am besten kontrollierbare (Röntgenstrahlen) Material. Gerade daran entzündeten sich die Diskussionen der Befürworter und Gegner der Osteosynthese. Während auf der einen Seite Namen wie LAMBOTTE, LANE, GLUCK und KÖNIG zu nennen sind, die der operativen Frakturenbehandlung von Kongreß zu Kongreß mit ihren fast kampftartigen Vorträgen den Weg bereiteten, haben gerade so bekannte Größen unseres Faches Kraft ihrer Autorität die Osteosynthese niedergehalten, nämlich v. BERGMANN, HOFFA und besonders L.BÖHLER. BÖHLER schrieb 1929 in seinem Buch "Die Technik der Knochenbruchbehandlung": "Die verhängnisvollste Neuerung in der Behandlung der Knochenbrüche ist die operative Behandlung derselben und das Festhalten der Bruchstücke durch große metallische Fremdkörper" und er habe bis 1929 "niemals gute Ergebnisse gesehen" (17).

Solche Äußerungen waren sicher genauso polemisch wie die LANEs 1910, der grundsätzlich operieren wollte und nur so fragte "ob ein Grund vorliegt, warum im gegebenen Fall

nicht operiert werden darf". Jedenfalls konnten schon frühzeitig Erfolge mit Implantat-Osteosynthesen gezeigt werden (14, 76, 78, 99, 114, 145, 148, 149, 171).

Während früher Osteosynthesemethoden nur von Einzelpersonen publiziert werden konnten und erhebliche Schwierigkeiten in der Kommunikation der Erstbeschreiber bestanden, hat die Schweizer Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO) seit ihrer Gründung 1959 sehr viel für die operative Knochenbruchbehandlung getan durch Perfektionierung der Technik, Entwicklung von kompletten Instrumentarien, Abhalten von Operationskursen und Dokumentationen. Besonders hervorgerufen haben sich hierbei M.E.MÜLLER, WILLENEGGER et al.

Die verwickelte Entstehung der Metallimplantate macht eine weitere Aufgliederung nach Implantatformen notwendig:

1. Draht und Klammer
2. Schraube
3. Nagel, Bolzen
4. Platte
5. Äußere Feststeller

1.3.1. Draht-Osteosynthesen

Die erste Osteosynthese mit Draht erfolgte in Form der Drahtcerclage 1775 von LAPAYODE und SICRE in Lyon und nicht, wie oft behauptet, 1901 von KÖNIG (Abb. 4; 152). KÖNIG kombinierte als erster eine Knochenspananlage mit einer Cerclage, was dann von LEXER perfektioniert wurde. Die Cerclage fand um 1900 großen Aufschwung. KIRSCHNER und MATTI entwickelten Drahtspanner, mit denen die Cerclage unter Spannung verdrillt werden konnte (1925; 96). In Amerika entstand das Verfahren von NEFF und O.MALLEY (1920), die Drahtenden zu verlöten (33). KIRSCHNER führte diese Methode in Deutschland ein, die Lötmasse war Tinol. Aus der Fähigkeit der verschiedenen Drahtsorten in Bezug

auf Spannfestigkeit, Drillfähigkeit und Lötfähigkeit entstand damals eine tiefgreifende Diskussion, und es wurden ausgeprägte Materialprüfverfahren, wenn auch mit den heutigen nicht vergleichbar, durchgeführt.

NUSSBAUM lehnte die Verlötung ab und arbeitete mit einem komplizierten Knoten. Daher mußte sich der Draht leicht knoten lassen, durfte aber andererseits nicht zu dehnungsfähig sein. Der weichgezogene Kruppdraht knotete sich sehr gut, dehnte sich aber bei 0,8 mm Stärke und 40 kp um 6,6 %. Diese plastische Verformung fehlte bei hartgezogenem Kruppdraht und beim Klaviersaitendraht (146).

		reißt bei	Dehnung bei Reiß
weichgezogener Kruppdraht	0,81 mm	45 kp	19 %
hartgezogener Kruppdraht	0,83 mm	58 kp	0,2 %
Klaviersaitendraht	0,81 mm	120 kp	0,0 %

Tab. 1: Dehnungsverhalten häufig gebrauchter Drahtsorten

Andererseits mußte der Draht beim Knoten Wechselbiegungen aushalten. Zur Messung gab M. LANGE das Verfahren an, den Draht im Wechsel bis zum Bruch um 90° hin und her zu biegen (146).

Windlerdraht	2. Biegung
weicher rostfreier Draht	6 - 7 Biegungen
harter rostfreier Draht	3 - 4 Biegungen
Klaviersaitendraht	4 - 5 Biegungen

Tab. 2: Wechselbiegeverhalten bis zum Bruch der häufig gebrauchten Drahtsorten

Außerdem wurden auch die Knoten in einer Reißmaschine auf Festigkeit untersucht, wobei sich der Klaviersaitendraht am besten bewährte (146).

Hartgezogener Kruppdraht	50 - 52 kp
Klaviersaitendraht	88 - 95 kp
Windlerdraht, nach KIRSCHNER gelötet	30 - 32 kp

Tab. 3: Reißfestigkeit der Knoten bei häufig gebrauchten Drahtsorten

Auch KIRSCHNER gab Materialuntersuchungen heraus, speziell allerdings im Hinblick auf die von ihm gebrauchte Verlötung (97).

Nahtmaterial (0,75 mm)	Riß bei	dehnbar? (kalt)	(nach dem Löten)	lötbar?
Alubronze	16	+++	--	-
Silber	17	++	--	+
Kruppstahl rostfrei	18	++	--	+/-
Eisen ungeglüht	20	-	--	+
Kupfer	25	++	--	+
Eisen geglüht	31	++	--	+
Klaviersaitendraht geglüht	41	--	++	+
Klaviersaitendraht ungeglüht	82	--	++	+

Tab. 4: Zusammenstellung verschiedener Drahtsorten im Hinblick auf Festigkeit und Lötbarkeit

LAMBOTTE brachte 1922 ein komplettes Instrumentarium für die Verwendung von PUTTI-PARHAM-Bändern heraus (50). Hierbei handelte es sich um 5 mm breite Metallbänder, die um die Frakturstelle herum gelegt und gespannt wurden. Die Spannkraft wurde dabei mit einer Schraube gesichert (Abb. 5), ebenso wie BORCHARDT seine Drahtcerclage mit einer Schraube festhielt. NUSSBAUM stellte 1930 schon fest, daß durch die Tatsache, daß Draht und Schraube aus verschiedenen Metallen bestanden, ein Stromfluß entsteht, der der Heilung abträglich ist (146). Er erfand einen Doppelknoten, der derlei Sicherungen und auch das Verlöten unnötig machte.

1930 empfahl KLAPP bei Spaltbrüchen des Tibiakopfes Drahtumschlingung mit zwei Drähten, die unverknotet beidseits aus der Wunde herausragten und nach beiden Seiten in einem Extensionsbügel zu je 15 kp angespannt wurden (Abb. 6).

Die Cerclage blieb lange Zeit in derselben Form, von einigen Varianten abgesehen, wie die Verschlingung nach LEJARS und SENN (Abb. 7; 1922; 134) oder die Herausführung der Drahtenden aus der Wunde durch dünne Röhrchen nach MAGNUS 1926 (130), obgleich sie umstritten war. GOETZE wollte z.B.

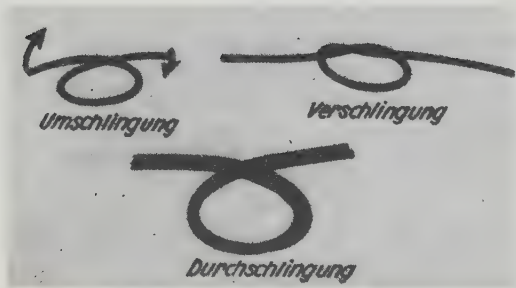


Abb. 4:
Beispiele von Cerclage-
möglichkeiten

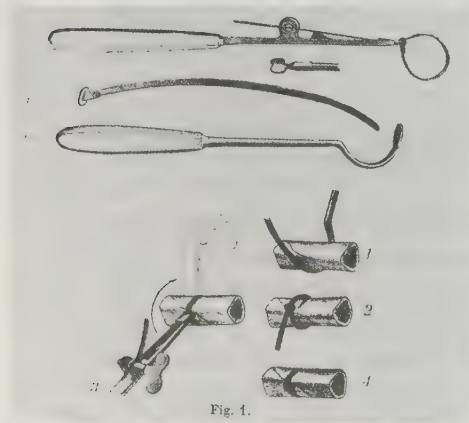


Abb. 5:
PUTTI-PARHAM-Bänder mit
Instrumentarium nach
LAMBOTTE (1922)

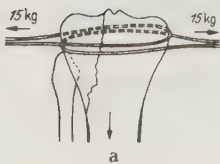


Abb. 6:
Tibiakopfspaltbruchbe-
handlung nach KLAPP (1930)

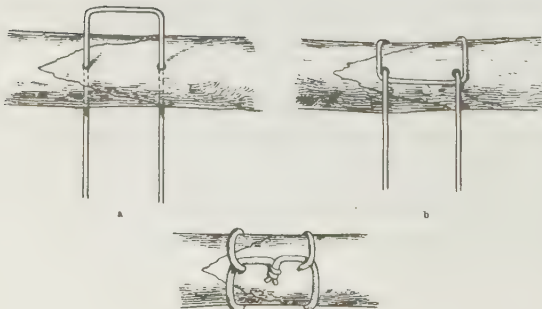


Abb. 7:
Cerclagen-Technik nach
LEJARS und SENN (1922)

1927 mit einem 1 mm dicken Kruppdraht, doppelt geschlungen, einfach geknotet, eine Strebefestigkeit an der Tibia von mehreren 100 kp (!) erreichen, während LUDLOFF 1927 behauptete, er habe schon seit 15 Jahren keine Cerclage mehr angewendet, da sie eine völlig unzureichende Fixation darstelle (59, 125).

Erst PROSKE 1948 brachte die Neuerung, die aus der Wunde herausgeführten Drahtenden mit einem externen Spanngerät zu spannen, wobei immer zwei solcher Cerclagen im Abstand von einigen cm erfolgen sollten (Abb. 8; 158). Um 1955 entwickelte LEEMANN die Falzcerclage, mit der er wesentlich bessere Ergebnisse erzielen wollte als mit der herkömmlichen Technik. Dabei knickte er den Draht in der Mitte um, führte den Doppeldraht um die Frakturstelle und schob beide Enden durch den Knick. Nach Spannung erfolgte Umbiegen in Gegenrichtung. Dies erinnerte sehr an PUTTI-PARIAM-Bänder, allerdings sollte nach eigenen Angaben seine Technik bei richtiger Indikationsstellung fast 100 %ige Heilung erzielen (Abb. 9; 120).

Eine Erweiterung der Cerclagetechnik war die Erfindung WEBERS 1962, die *Z u g g u r t u n g s c e r c l a g e*, die nach den Überlegungen von PAUWELS über die Zuggurtung entstand. Hierbei handelt es sich nicht mehr um eine Cerclage im eigentlichen Sinne, da nicht mehr der Knochen umschlungen wird, sondern die Enden zweier in den Knochen eingeborhter KIRSCHNER-Drähte. Speziell an Olecranon- und Malleolarfrakturen gehört sie zu den Standardverfahren der AO (Abb. 10; 205).

Fast gleichzeitig zur Cerclage entstand 1825 die *D r a h t - n a h t* von RODGERS und MOTT in Amerika. Sie verwendeten dünnen Draht als Nahtmaterial bei Pseudarthrosen (25). Der Franzose FLAUBERT führte diese Methode in Europa ein (um 1830). Bekannt wurde diese Methode erst durch LISTER 1877 in England; er versorgte damit die Patellafraktur, was TRENDLENBURG im Jahr darauf in Deutschland übernahm

Abb. 8:
Spanndrahtcerclage
mit Bügel nach
PROSKE (1948)



Abb. 9:
Falzcerclage nach
LEEMANN (1955)

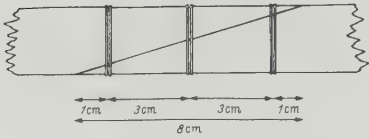


Abb. 4a. Mechanisch richtige Verteilung der Drahtringe bei einer Schräg- oder Torsionsfraktur. Die äußeren Ringe liegen 1 cm innerhalb der Fragmentspitzen

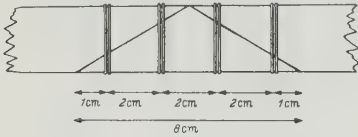


Abb. 4b. Mechanisch optimale Verteilung der Drahtringe bei einer Fraktur mit ausgesprengtem Drehkeil. Mindestens 4 Ringe liegen wiederum je 1 cm innerhalb jeder Fragmentspitze

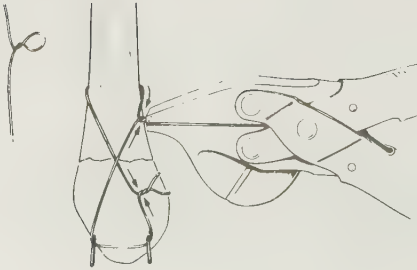


Abb. 10:
Zuggurtungscerclage
nach WEBER (1962)

(Abb. 11; 100). In vielen Werken über Osteosynthese gilt dieses Datum als der Beginn der systematischen Entwicklung der Osteosynthese. Die Drahtnaht wurde nie so berühmt wie die Cerclage, KÖNIG verwendete sie einmal am Schenkelhals, häufiger bei Claviculafrakturen oder Ablösung des collum anatomicum des Humerus. Ansonsten blieb die Drahtnaht auf Abrißfrakturen und auf die Patella beschränkt. MATTI bezeichnete sie 1922 als das "klassische Verfahren zur Vereinigung von Knochenfragmenten" (134), und DANIS entwickelte 1932 kunstvolle Techniken zum Durchziehen des Drahtes (138), später verlor die Drahtnaht ihre ursprüngliche Bedeutung.

Auch schon sehr früh wurden **M e t a l l k l a m m e r n** zur Osteosynthese gebraucht. MALGAIGNE empfahl 1840, die auseinandergewichenen Fragmente einer Patellafraktur durch perkutan eingeführte Klammern zu vereinigen (33). Für abgebrochene Apophysen etc. verwendete GUSSENBAUER 1879 Knochenklammern, mit denen er sie am Schaft langer Röhrenknochen befestigte (Abb. 12; 99). Die BLOUNTschen **Kinderklammern** zur Epiphyseodese gehen auf GUSSENBAUER zurück. ROUX und DUJARIER gebrauchten Agraffen mit 3 oder 4 Zacken, die bei ähnlicher Indikation implantiert wurden (Abb. 13; 99). 1930 beschrieb SCHMIDT eine Kompressionsklammer zur Behandlung des Tibiakopfspaltbruches (Abb. 14; 182).

Drähte von 7 mm Stärke verwendete F. LANGE 1902 als Stützstreben bei Spondylitikern, die rechts und links der procc. spinosi befestigt wurden. Damit wollte er die bisher außen im Korsett getragenen Stützstreben in den Körper einbauen. Wegen der Abwehrreaktionen kamen später nur noch verzinnte Stahlschienen zur Anwendung (1908), die einen "glänzenden Erfolg" zeigten (157).

Lange schon kennt man die Extensionstechnik zur Frakturenbehandlung. Dabei wurde zuerst der Zug auf einen Haftverband und erst seit KLAPP (um 1920) direkt auf den Knochen ausgeübt. Dafür gab es Klammern verschiedenster Machart,



Abb. 11:
Beispiel eine Drahtnaht
an der Patella (1877)



Abb. 12:
GUSSENBAUER-Klammer
am Radius eingeheilt
(1879)

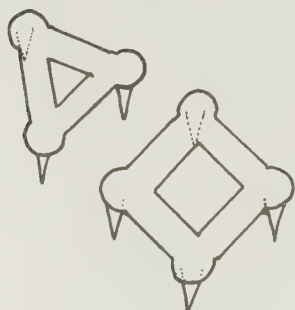


Abb. 13:
Agraffen von ROUX und
DUJARIER (1880)



Abb. 14:
Kompressionsklammer von
SCHMIDT (1930)

bis STEINMANN um 1920 den Knochen mit seinem STEINMANN-Nagel durchbohrte und mit einem hufeisenförmigen Extensionsbügel Zug ausübte. Der heute berühmte KIRSCHNER-Draht, der für die verschiedensten Indikationen und Methoden (z.B. Spickung, Zuggurtungscerclage etc.) verwendet wird, war von KIRSCHNER nur als *E x t e n s i o n s d r a h t* gedacht, stellte also einen dünneren STEINMANN-Nagel dar. KIRSCHNERS Erfindung war, den Draht mit einer angeschärften Spitze zu versehen und direkt mit der Bohrmaschine einzudrehen, und nicht wie früher, nach Vorbohrung den Draht einzulegen (1926; 96). Seither heißen alle direkt eingebohrten Drähte KIRSCHNER-Drähte. KIRSCHNER-Drähte wurden in der Folgezeit auch zur Adaptationsosteosynthese verwendet (BÖHLER 1955; 22). Sie haben auch heute noch ihre Indikation bei kindlichen Frakturen oder bei Trümmerbruch des Erwachsenen.

In den späten 40-er Jahren wurde der Extensionsbügel auch zur Druckosteosynthese verwendet. 1948 entwickelte GREIFFENSTEINER den *D o p p e l d r a h t s p a n n b ü g e l*. Zwei parallele, oberhalb und unterhalb der Frakturlinie oder der Pseudarthrose liegende KIRSCHNER-Drähte wurden in *e i n e m* Extensionsbügel zusammengespannt. Nach KROMPECHER ergaben Tierversuche, daß eine Heilung einer Fraktur leichter vor sich geht, wenn man den Kompressionsdruck langsam steigert, was mit dieser Methode keine Schwierigkeit darstellte. Domäne des GREIFFENSTEINER-Bügels war die Pseudarthrose (62). FÜRMAIER wendete dieser Methode 1951 für Kniegelenksresektionen an (Abb. 15; 54). KEMKES behandelte 1953 den Tibiakopfspaltbruch mit zwei umgebo-genen, gegensinnig parallel eingebrachten und am vorstehenden Ende im Extensionsbügel auseinandergezogenen Bohrdrähten (Abb. 16; 127).

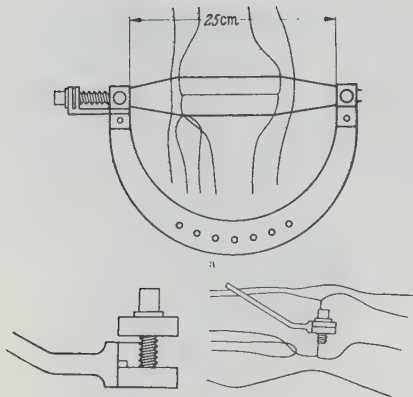


Abb. 15:
Doppeldrahtspann-
bügel nach GREIF-
FENSTEINER (1948)

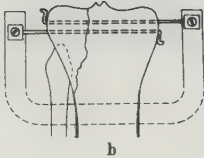


Abb. 16:
Tibiakopfspalt-
bruchbehandlung
nach KEMKES (1953)



Abb. 17:
Vorschraubungstech-
nik von LAMBOTTE
(Zugverschraubung?)
(1907)



Abb. 18:
Schraube mit Mutter
und Führungsdraht
nach DEPAGE (1910)

1.3.2. Schraubenosteosynthese

Schon früh begannen die Versuche, mit Schrauben stabile Osteosynthesen zu erreichen. LANGENBECK war es wohl, der als erster 1848 den Vorschlag machte, Knochenfragmente mit Schrauben aneinander zu befestigen (100). Ebenso berichtete GURLT 1862 von zahlreichen Verschraubungen (138). Bis zur Jahrhundertwende wurden auch noch einzelne interessante Verschraubungen (KÖNIG 1874 Schenkelhals) bekannt, systematisiert aber wurde die Technik von LAMBOTTE (1907; 114). Er gab verschiedene Modelle von Schrauben heraus und erarbeitete ein Indikationsschema. Nach den Abbildungen zu urteilen, handelte es sich in einigen Fällen schon um eine Zugverschraubung, allerdings konnte im Text keinerlei Hinweis darauf gefunden werden (Abb. 17).

Um 1910 erfand DEPAGE die Methode der Vermutterung, d.h., daß die Schraube ihren Gegenhalt nicht im Knochen selbst, sondern in einer Mutter fand. Seine Schraube trug am vorderen Ende einen Führungsdraht, um die Mutter besser applizieren zu können. Die Mutter komprimierte dann die Fragmente (Abb. 18; 99). LUDLOFF nahm dieses Prinzip auf mit der SCHANZschen Bohrschraube, als Mutter diente ihm ein 10-15 cm langer Hohlzylinder mit Innengewinde (1927; 125).

SCHANZ stellte seine Bohrschrauben 1922 vor. Sie trugen eine bohrerähnliche Spitze und dienten zur Ruhigstellung bei Osteotomien (Abb. 19). Die aus der Haut hervorstehenden Schrauben wurden mit in den Ruhigstellungsgips eingebettet. Später wurden die Schraubenenden auch mit Drahtschlingen oder mit einem Gestänge außen verbunden (174). Dies war im Prinzip ein fixateur externe (siehe Kap. 1.3.5.). Die Stellschraubenfixation nach VIERNSTEIN (1957) war eine Weiterentwicklung der SCHANZschen Technik. Hierbei wurden die Stellschrauben und der Querverbindungsstab unter die Haut direkt an den Knochen verlagert (Abb. 20; 118, 203).



Abb. 19a:
SCHANZsche Bohr-
schraube (1922)

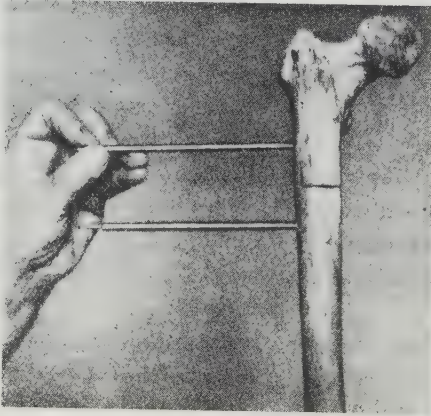


Abb. 19b:
Bohrschrauben im
osteotomierten
Knochen

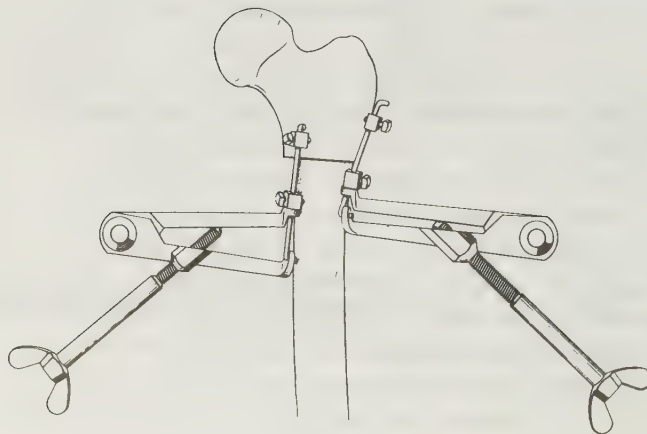


Abb. 20:
"Fixateur interne"
nach VIERNSTEIN
(1957)

Bis DANIS (1949) erschien die Konstruktion von Schrauben ziemlich willkürlich. Die Gewindegänge waren einmal eng, ein andermal weit, einmal wurde vorgebohrt, ein andermal waren es selbstschneidende Schrauben (LAMBOTTE, SCHANZ). DANIS führte die Methode des Gewindevorschnitts ein und konstruierte Knochenschrauben, die den heutigen durchaus gleichen, mit weit abstehenden Gewindeflanken und ziemlich weiten Gewindegängen (32). Heute verwendet man praktisch nur noch AO-Schrauben, die für Corticalis, Spongiosa und für kleine Fragmente zur Verfügung stehen (Abb. 21; 140, 75).

Die Druckosteosynthese fand in der Verschraubung Eingang durch REHBEIN, der 1948 bei subtrochanteren Osteotomien eine rund gebogene, 6 mm starke Schraube lateral ober- und unterhalb der Osteotomie einbrachte und durch Druckstücke, die der Knochenform angepaßt waren, komprimierte. Ein anderes Modell bestand in einem Spanndraht, der an einer Seite mit Druckstück gespannt wurde, an der anderen eine Öse trug zur Durchbohrung mit einem KIRSCHNER-Draht (Abb. 22; 161).

Die direkte Weiterentwicklung der Druckschrauben bestand in den **F e d e r s c h r a u b e n** nach MAATZ 1951, womit beträchtliche Kompressionskräfte erzielt wurden. Dabei lag entweder das federnde Prinzip in der korkenzieherartigen Konstruktion des Gewindes (Markraum- und Spongiosafeder), oder in einer separaten Feder, die auf Druck beansprucht wurde (Ellen- und Federkopfschraube) (126, 127, 128). Die ebenfalls um diese Zeit entstandene Verschraubung nach BOSWORTH bei Acromioclaviculärsprengung wurde lange Zeit mit der Federkopfschraube ausgeführt (Abb. 23; 118). Von guten Ergebnissen der Federosteosynthese berichteten LENTZ und HAUBERG (73, 123).

Seit der Gründung der AO 1959 stehen auf der ganzen Welt die Knochenschrauben für Corticalis oder Spongiosa zur Verfügung. Vor allen Dingen aber die Idee der **Z u g -**

Abb. 21:
Knochenschrauben
der AO (1960)

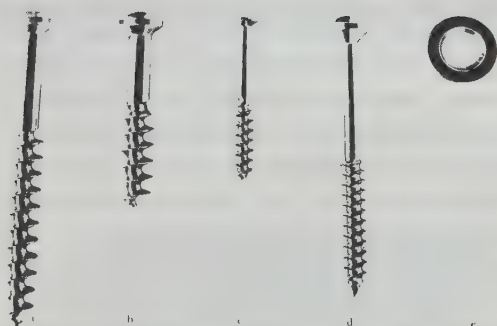


Abb. 22 a:
Druckschraube nach
REHBEIN (1948)

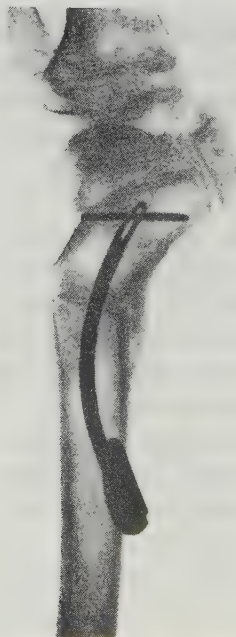


Abb. 22 b:
Spanndraht nach REHBEIN

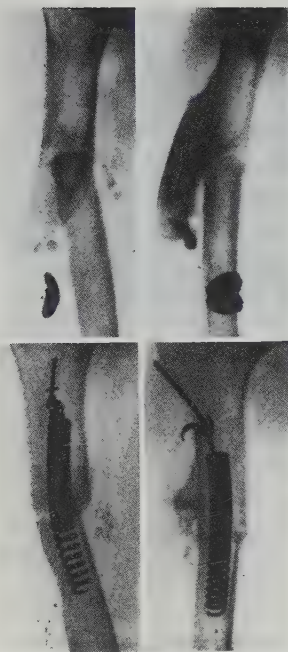


Abb. 23 a:

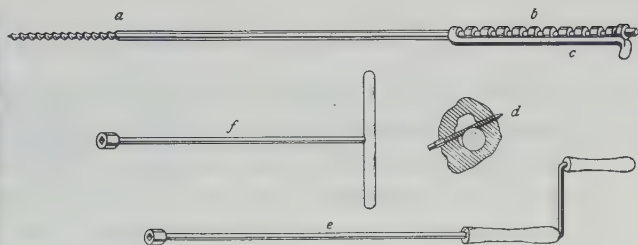


Abb. 23 b:

Abb. 23:
MAATZsche Federosteosynthese (1951)

- a) Spongiosafeder
- b) Ellenfeder
- c) Federkopfschraube
- d) Tibiakopfspaltbruch (Spongiosafeder)

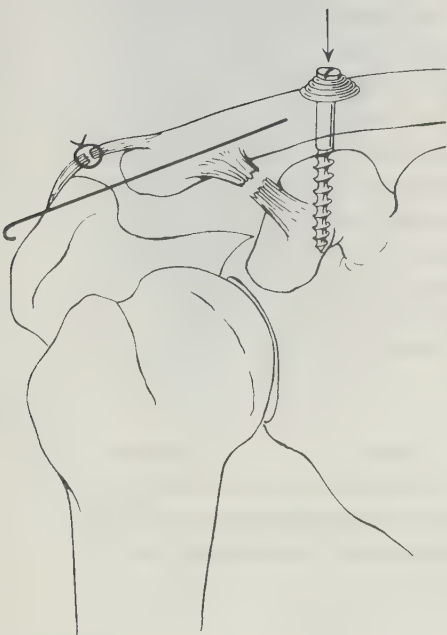


Abb. 23 c:

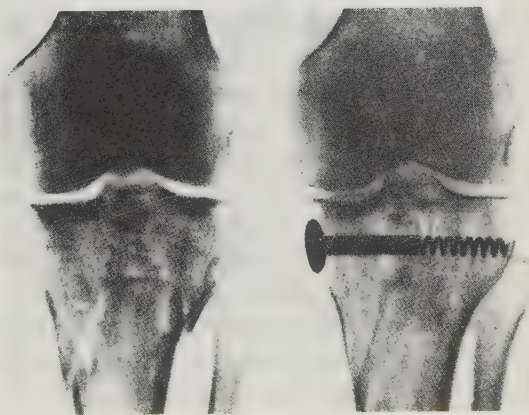


Abb. 23 d:

s c h r a u b e , d.h. der weiten Ausbohrung des Schraubenkanals im proximalen und der engen Ausbohrung im distalen Fragment, sodaß die Schraube nur im distalen Fragment faßt und beim Eindrehen Druck auf die Frakturlinie ausübt, wurde durch die AO verbreitet und durch ein hervorragendes Instrumentarium zur Standardmethode erhoben (Abb. 24; 140).

1.3.3. Nagel-Osteosynthesen

Nägel in der Osteosynthese können vielseitig angewendet werden. So zur Befestigung zweier Knochenstücke aufeinander, zur intramedullären Schienung und für den Sonderfall Schenkelhals. Daher scheint eine weitere Aufgliederung sinnvoll.

1.3.3.1. Einfache Nagelung

Die Befestigung zweier Knochenstücke aufeinander durch Nagelung wurde von GURLT 1862 schon erwähnt, und von LEXER, KÖNIG und MATTI übernommen (138). Man nagelte perkutan hauptsächlich Apophysen an den Knochenschaft an. MATTI (1931) entwickelte einen Wulstnagel, wobei der Wulst die Kompression aufrecht erhalten sollte (Abb. 25). MATTI dachte wohl als erster an die systematische Entfernung von Osteosynthesematerialien, was vor ihm keine Selbstverständlichkeit war. Nur bei Fremdkörperereiterungen wurden Implantate wieder entnommen (135). Der Stütznapel von ARND (1925), der zugleich Repositionsgerät und Fixierungsmittel darstellte, wurde wegen seiner geringen mechanischen Eigenschaften bald verlassen (Abb. 26; 100). Um 1930 wurde der Nagel völlig von der Schraube verdrängt.

Aus der Idee der Dreilamellennägel (siehe 1.3.3.3.) entwickelte WITTE 1948 einen gekrümmten, an den Lamellen eingekerbten Nagel zur Stabilisierung subcapitaler Humerusfrakturen (211). SCHMUTZLER und HEFTMANN modifizierten 1954 dieses Modell, indem sie es verlängerten und von der Mitte des Oberarms einschlugen (Abb. 27; 70).

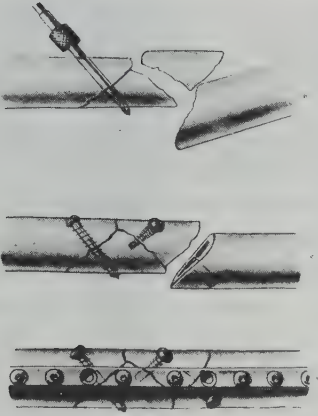


Abb. 24:
Zugschraubentechnik der AO (1960)



Abb. 25:
Wulstnagel nach MATTI (1931)

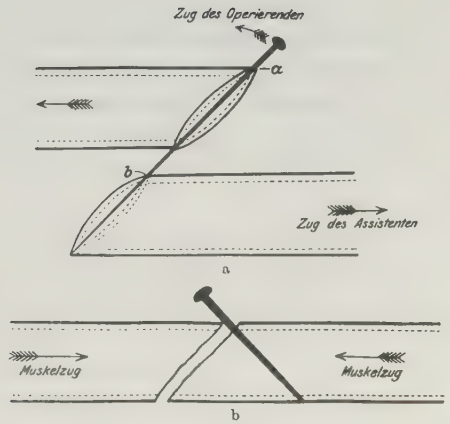


Abb. 26:
Stützstange von ARND (1925)

1.3.3.2. Intramedullärnagelung

Die I n t r a m e d u l l ä r n a g e l u n g von Frakturen und Pseudarthrosen begann um 1904 mit NIEHANS, der am kindlichen Humerus zwei Drähte in den Markraum eintrieb. Auch NICOLAYSEN und W.JONES füllten die Markhöhle mit dünnen Drähten aus, LAMBOTTE schiente schon 1907 die Clavicula intramedullär (100, 117, 138). Diese Verfahren galten allerdings als äußerst riskant und wurden vollkommen verdrängt, wenn auch GROVES 1918 Femurfrakturen mit dicken Metallstäben stabilisierte (117) und MATTI 1922 bei subcapitalen Humerusfrakturen "versenkte Drahtstifte" anwendete (Abb. 28; 134).

SOMMER (1932) publizierte erstmals das Verfahren der D r a h t s p i c k u n g nach der KIRSCHNER-Technik, d.h. direktes Einbohren der Drähte, was viel später (1955) von L.BÖHLER als die Technik der "gekreuzten Bohrdrähte" publik gemacht wurde (22, 191). In Amerika gab es um 1940 entsprechend der Bohrdrähte die KNOWLES-pins, lange Drähte mit engem Gewinde distal und einem Wulst proximal, und die MOORE-pins, einfache lange Drähte mit Gewinde proximal und einer Feststellrändelschraube (Abb. 29; 192).

1936 wurde in Amerika von RUSH die erste intramedulläre Schienung einer Monteggia-Fraktur durchgeführt. Dazu dienten damals STEINMANN-Nägel, erst später die typischen, mit abgeschrägter Spitze versehenen, rund elastischen R U S H - p i n s , die durch GELBKE nach Deutschland kamen (173). Der pin wurde sehr viel verwendet, da mit ihm gute Erfolge erzielt wurden, und M.LANGE (1968) gab für manche Indikation dem pin mehr Bedeutung als dem 1940 von KÜNTSCHER angegebenen Marknagel (Abb. 30; 117).

Als KÜNTSCHER 1940 auf dem deutschen Chirurgenkongreß seinen M a r k n a g e l vorstellte, stieß er anfangs auf Skepsis, erinnerte doch seine Methode sehr an Knochenbolzungen, die schon früh häufig Mißerfolge zeigten. KÜNTSCHER prägte auch



Abb. 27 a:
Oberarmnagel nach
WITTE (1948)

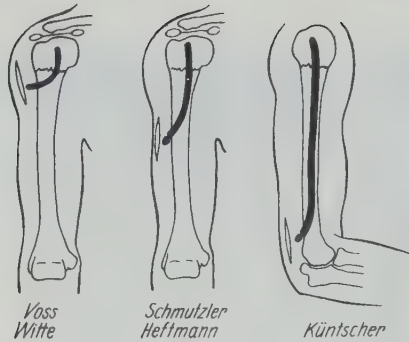


Abb. 27 b:
verschiedene Methoden der Oberarm-
nagelung: WITTE, SCHMUTZLER-HEFT-
MANN und KÜNTSCHER

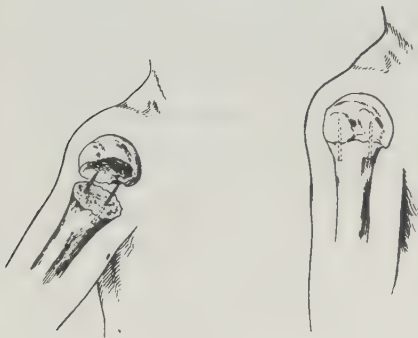


Abb. 28:
versenkte Drahtstifte
nach MATTI (1922)



Abb. 29:
KNOWLES-pin, MOORE pin
(1940)



Abb. 30 a:
Darstellung des Prinzips der
gleitenden Pinspitze im Lehr-
buch (1939)

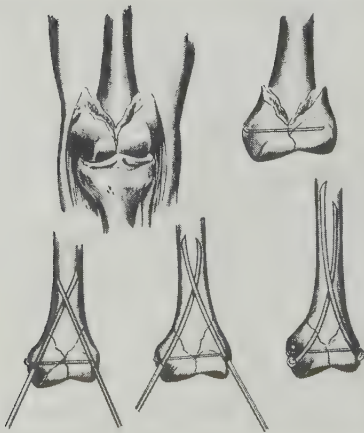


Abb. 30 b:
Doppelpinnung

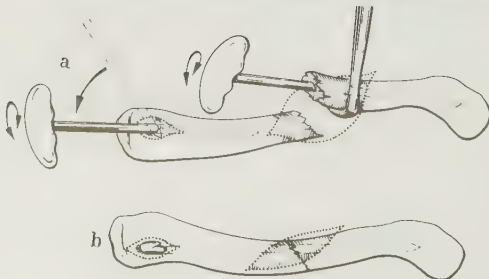


Abb. 30 c:
Claviculapin

den Ausdruck "stabile Osteosynthese". Allerdings kann nach heutiger Ansicht dies von der Original-KÜNTSCHER-Nagelung nicht behauptet werden. Schon bald zeigten sich großartige Erfolge mit der Marknagelung, und andere Chirurgen schlossen sich seiner Methode an (HÄBLER 69, EHRLICH). Vor allem die geschlossene Marknagelung war es, die der Methode zum Durchbruch verhalf. Denn die systematische Verabreichung von Antibiotika wie in Amerika war damals bei uns nicht bekannt, und man scheute sich, die Frakturstelle freizulegen (69, 66, 192).

Der KÜNTSCHER-Nagel trug zuerst ein V-Profil, erst später ein Rundprofil, ein Rautenprofil nach HANSEN und STREET (192), oder nach eigener Modifikation ein Kleeblattprofil. KÜNTSCHER stellte auch gleich zu Beginn mehrere Modelle vor, wie starre und gerade für Oberschenkel und Elle, gebogene und federnde für die übrigen Extremitäten. Ebenso gab er die Empfehlung, den Nagel nicht zu kurz zu wählen (bis zwei cm an das Gelenkende), und vor allen Dingen nicht zu schmal (107, 109). Logische Weiterentwicklung dieser Umstände war dann 1950 die Methode der Aufbohrung der sanduhrförmigen Markräume (107). Damit konnte erreicht werden, daß der Marknagel im Schaftbereich über eine große Strecke der Kortikalis anlag und so eine stabile Osteosynthese ergab (Abb. 31).

Für subtrochantere Frakturen gab JUNGE 1957 konische Marknägel an, die von oben her durch das Trochantermassiv in den Markraum eingeschlagen wurden. Die konische Form sollte der Markraumarchitektur gerecht werden (Abb. 32; 88).

Sogar L.BÖHLER, der sicher nicht als ein Freund der operativen Frakturenbehandlung einzuschätzen ist, schloß sich der Markraumnagelung an, wenn auch mit dem markanten Zusatz: "Der Nagel muß nicht hinein, der Nagel muß nicht heraus, der Patient muß unter allen Umständen am Leben bleiben" (21). Der Konkurrenzkampf zwischen RUSH-pin und KÜNTSCHER-Nägel drückte sich schon frühzeitig in biomechanischen

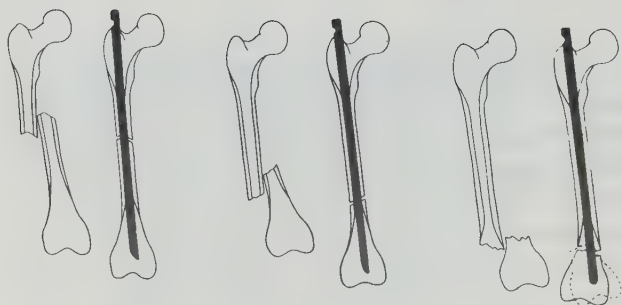


Abb. 31 a:
KÜNTSCHER-Marknagel
am Femur (1940)

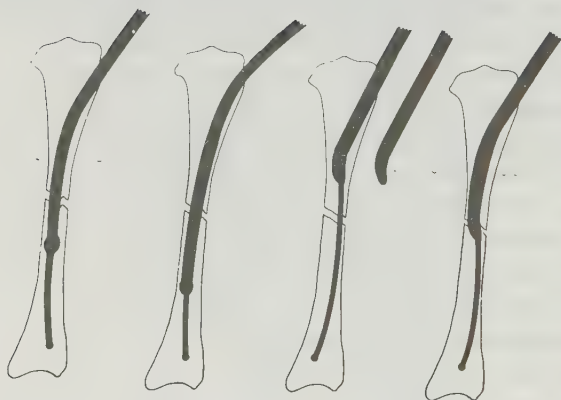


Abb. 31 b:
KÜNTSCHER-Marknagel
an der Tibia



Abb. 32:
Konische Marknägeln von
JUNGE (1957)

Überlegungen aus, wobei sich KÜNTSCHER hervortat, die Vorteile eines breiten Nagels gegenüber zwei oder drei dünnen pins herauszustellen; er gab allerdings auch zu, daß gerade in Fällen eines supracondylären Femurbruches der pin wegen der dort weiten Markhöhle Vorteile zeigte (107, 109).

In der Zeit ohne Druckfixierung von Frakturen zeigte der Marknagel den großen Vorteil gegenüber der Platte, daß er bei eventuellen Resorptionen im Bruchspalt nicht "sperrte" und einen Fragmentkontakt verhinderte, sondern durch das freie Zusammenrücken der Fragmente durch Muskeltonus oder Belastung immer eine enge Berührung derselben gewährleistete. Später kam dann auch die Druckanwendung in die Marknagelosteosynthese, wobei LEZIUS damit begann, einen schmalen (somit reibungsfreien) Marknagel einzuschlagen und mit Gummibändern, die proximal und distal der Fraktur an KIRSCHNER-Drähten befestigt waren, auf den Frakturspalt Druck auszuüben (161). Wesentlich höheren Druck erreichte REHBEIN mit seinem Spanndraht 1948. Der 1,8 mm starke Drahtnagel wurde einerseits mit Öse und KIRSCHNER-Draht befestigt, auf der anderen Seite mit Unterlegscheibe und Schraube am Knochen (Abb. 33; 161).

Während KÜNTSCHER die weitere Entwicklung der Marknagelung betrieb, blieb immer sein größtes Problem die ungenügende Rotationsstabilität der Marknagelosteosynthese. Daraus entwickelte HERZOG 1960 den R o h r s c h l i t z n a g e l, einen Nagel mit Rundprofil und Schlitten nach allen Seiten. Durch seitliches Ausklinken von Drähten oder mit einem durch sämtliche Schlitze geflochtenen und wellig hervortretenden Draht versuchte er, das System Knochen-Nagel rotationsstabil zu halten. Auch einen Lochnagel, der mit KIRSCHNER-Draht fixiert wurde, und einen Kammnagel, dessen seitliche Zinken mit Bohrdrähten verhakt wurden, gab HERZOG an. Er selbst bezeichnete seine Methode "gewebsschonender als Routinemethoden der operativen Knochenbruchbehandlung, wie etwa Drahtumschlingung oder LANESche Platte, sie ist auch stabiler als etwa die Methode nach RUSH" (Abb. 34; 79).

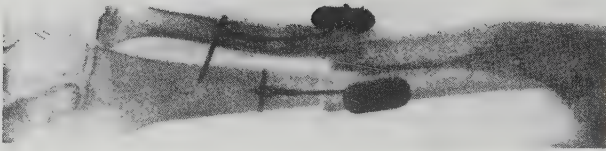


Abb. 33:
REHBEIN Spanndraht (1948)

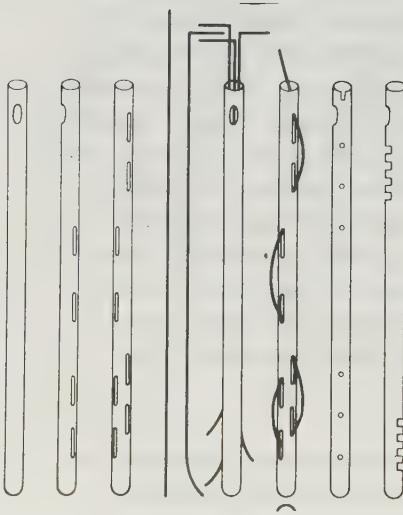


Abb. 34:
Rohrschlitznagel nach
HERZOG (1960)



108

Abb. 35:
Bündelnagelung nach
HACKETHAL (1961)

Ebenso zur Erreichung hoher Rotationsstabilität und vor allem zur Vermeidung einer gerade am Oberarm notwendigen weiten Aufbohrung publizierte HACKETHAL 1961, die B ü n d e l n a g e l u n g , die Auffüllung des Markraumes mit 3 mm starken Drähten (67). Obgleich sie von KÜNTSCHER schwer angegriffen wurde (108), konnte sich das Verfahren bis heute halten, woran wohl die hohe klinische Erfolgsrate Anteil hat (Abb. 35). Als erster hat allerdings schon LAMBRINUDI 1939 Markhöhlen mit KIRSCHNER-Drähten ausgefüllt (138).

Nachdem die Druckosteosynthese, hauptsächlich durch die AO propagiert, schon ein überall angestrebtes Prinzip war, fand sie auch Eingang in die Marknagelosteosynthese mit KAESSMANN 1966. Sein K o m p r e s s i o n s m a r k n a g e l bestand aus einem KÜNTSCHER-Nagel mit eingebauter Feder, die über eine Lippe am Einschlagrand gespannt wurde. Es sollte so ein in sich verspanntes System entstehen, das durch "äußere Kräfte unbeeinflußbar ist" (Abb. 36; 89, 138).

Ähnlich dem KAESSMANN-Nagel sollte der K r a l l e n - d r u c k n a g e l nach VIERNSTEIN (1971) eine Marknagel-druckosteosynthese darstellen. Dabei wurde mit ausklinkbaren Krallen das periphere Fragment gefaßt und an das proximale herangezogen (Abb. 37; 93, 203). Beide Nägel zeigten etwa gleiche mechanische Eigenschaften, nämlich einen initialen Druckanstieg bei Spannung auf etwa 100 kp, nach Rotation und Biegung fielen die Werte auf 20 - 30 kp ab (72).

Für die bisher bekannten Kompressionsnägel konnte also noch keine sichere Stabilisierung des Druckes herbeigeführt werden, sodaß diese Nägel auch keinen evidenten Vorteil gegenüber der Original-KÜNTSCHER-Marknagelung haben. Dementsprechend gehört auch die KÜNTSCHER-Nagelung noch heute zu den Standardverfahren der Osteosynthese. Die RUSH-pinnung wird heute so gut wie nicht mehr, vielleicht an der Clavicula und bei Kindern verwendet.

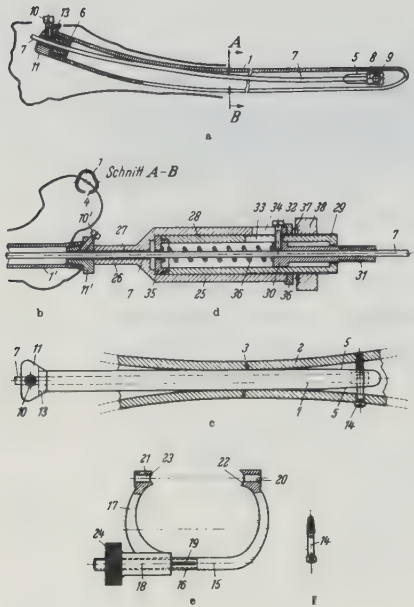


Abb. 36:
Kompressionsmarknagel nach
KAESSMANN (1966)

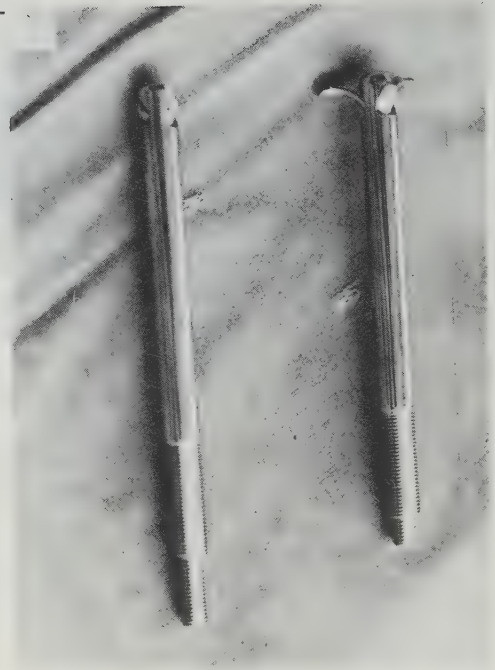


Abb. 37:
Krallendrucknagel nach
VIERNSTEIN (1971)

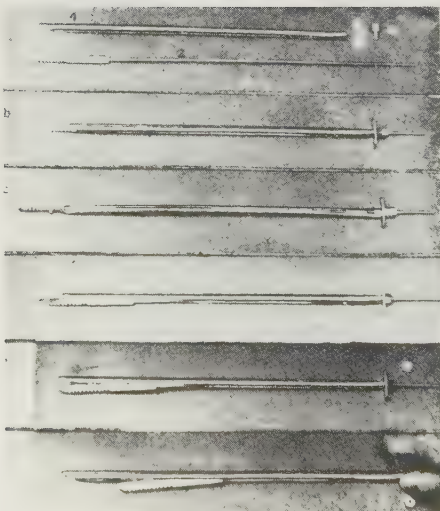


Abb. 38:
Verteilungs-Spann-Nagel nach
MITTELMEIER (1975)

Eine ganz neue Entwicklung stellt der **V e r k e i l u n g s - S p a n n - N a g e l** von MITTELMEIER dar (1975). Hierbei soll mit dem Konus-Dübel-Prinzip ohne zusätzliche periphere Wunderöffnung eine Verspannung erzielt werden (Abb. 38). Die Kompressionskraft soll bei ca. 250 kp liegen. Klinische Erfahrungen bestehen noch nicht (138).

1.3.3.3. Schenkelhalsnagelung

Schon 1874 nagelte KÖNIG eine Schenkelhalsfraktur mit einem langen glatten Nagel (Abb. 39; 99). Allerdings hörte man in der Folgezeit sehr wenig über Schenkelhalsosteosynthesen bis HOTZ (1930), der eine lange, bis in das Gelenk reichende Schraube eindrehte (100).

Eine echte Wende vollzog sich mit dem SMITH-PETERSON-Nagel 1931, der als einfacher **D r e i l a m e l l e n n a g e l** zuerst ohne Führungsdraht mit gutem Erfolg angewendet wurde (87). Der Dreilamellennagel wurde vielfach modifiziert, zuerst von JERUSALEM und JOHANSSON, sodaß eine zentrale Durchbohrung die Verwendung eines Führungsdrahtes erlaubte (18). Später wurden dann von FELSENREICH und BÖHLER die Lamellen verbreitert (Abb. 40) und 1940 entstand die Röntgenkontrolle intraoperativ nach FELSENREICH, das Röntgen in zwei Ebenen (48). Die frühzeitig erkannten Schwierigkeiten mit der Rotationsstabilität versuchte K.H.BAUER 1941 mit der Doppelbolzung, d.h. zwei parallelen Dreilamellennägeln zu umgehen (Abb. 51; 7). BECKER stabilisierte 1949 Schenkelhalsfrakturen mit einem einfachen V-Profil-Nagel. Der Nagel konnte mit Führungsdraht eingebracht werden, indem der Nagel mit seiner Rinne an einem Führungsdraht entlangrutschte (Abb. 41; 10).

Genauso wie Dreilamellennägeln wurden auch **S c h r a u b e n** (hauptsächlich in Amerika) verwendet. So entstand 1944 die MARTIN-Schraube, eine lange Schraube mit Gewinde in der distalen Hälfte (Zugschraube?) und die HENDERSON-lag-screw, eine Schraube mit weiten Gewindegängen distal, mit engen

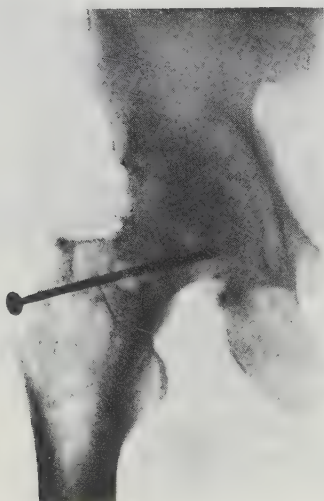


Abb. 39:
Einfacher, glatter
Schenkelhalsnagel
(KÖNIG 1874)



Abb. 40:
Original SMITH-PETERSON-Nagel
und FELSENREICH-Modifikation
(1931)

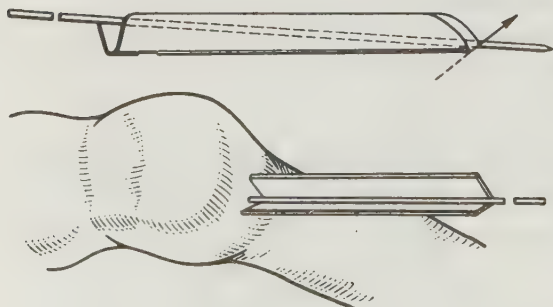


Abb. 41:
BECKER-Schenkel-
halsnagel (1949)



Abb. 42:
MARTIN-Schraube, HENDERSON-lag-
screw, Amerika (1944)

proximal und am Schraubenkopf mit einer großen Unterlegscheibe mit Feststellmechanismus (Abb. 42; 192). Später gab SCHUMPELICK eine Doppelschraube nach POHL an (1955). Dabei lag basal eine kräftige Schraube, die mit einem kleinen Winkelstück mit einer dünnen kranial liegenden Schraube verbunden war. Durch das Anbieten möglichst vieler "Fixpunkte" stellte diese Methode eine damals optimale Stabilisierung dar (Abb. 43; 129, 186).

In Amerika entstanden die ersten Winkelplatten und Laschennägel. Dabei wurde zuerst nur ein SMITH-PETERSON-Nagel auf eine leicht gebogene Platte im Winkel von 120° angeschraubt (THORNTON 1937) oder geschweißt (JEWITT 1941). MOORE entwickelte 1939 einen Laschennagel mit angeschrägtem Klingenende (Abb. 44), und NEUFELD 1943 mit V-Profil am Klingenende (Abb. 45; 192). REHBEIN vervollständigte dann den NEUFELD-Nagel durch ein verstärktes Einschlagstück, wobei auch ein Führungsdraht verwendet werden konnte (Abb. 46; 1948; 160). Er legte auch öfters um den Schaft eine halb-zirkuläre Manschette, die mit zwei Schrauben vermuttert wurde. Durch ein im oberen Ende vorgesehenes Loch wurde ein Schenkelhalsnagel eingeschlagen (Abb. 47; 176). REIMERS befestigte statt eines Nagels eine starke Schraube auf der Lasche (Abb. 48; 1951; 94).

Interessant erscheinen die Gleitkonstruktionen Anfang der 50-er Jahre. Man hatte gesehen, daß bei Schenkelhalsosteosynthesen fast immer Knochenresorptionen im Bruchspalt auftraten. Nach heutigen Erkenntnissen ist dies auch leicht erklärlich aus der Tatsache, daß diese ungenügend stabilen Osteosynthesen Mikrobewegungen zuließen. Nach einer solchen Resorption aber wurden die Fragmente durch das Implantat am Zusammenrücken gehindert (siehe auch Intramedullärnagel und Platte Kap. 1.3.3.2.). POHL und PUGH konstruierten gleichzeitig ihre g l e i t e n d e n L a s c h e n s c h r a u b e n o d e r - n ä g e l . Dabei konnte sich eine starke Schraube oder ein Nagel, der am distalen Ende ein Dreilamellenprofil trug, mit ihrem Halsteil in einer Hülse frei

Abb. 43:
Doppelschraube nach POHL (1955)

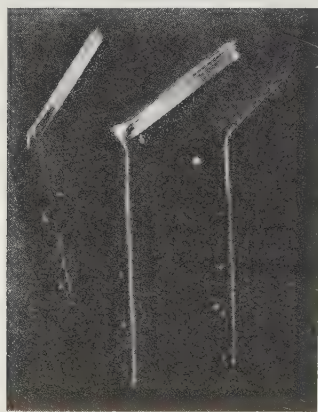
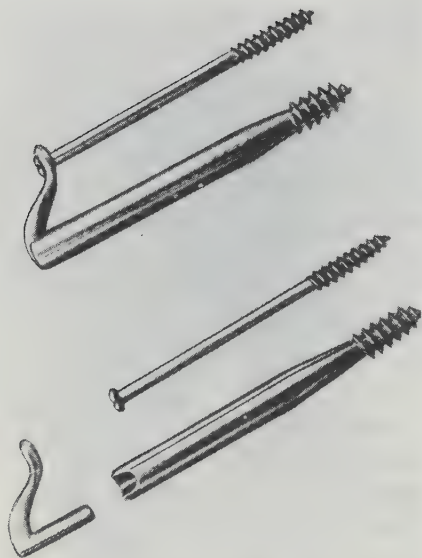


Abb. 44 a:

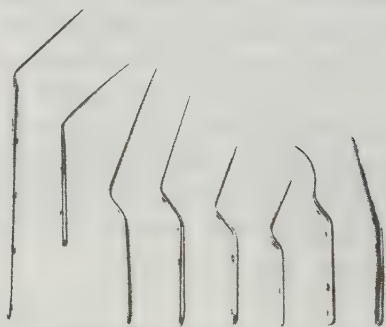


Abb. 44 b:

a und b: verschiedene Modelle von Winkelplatten und Laschennägeln

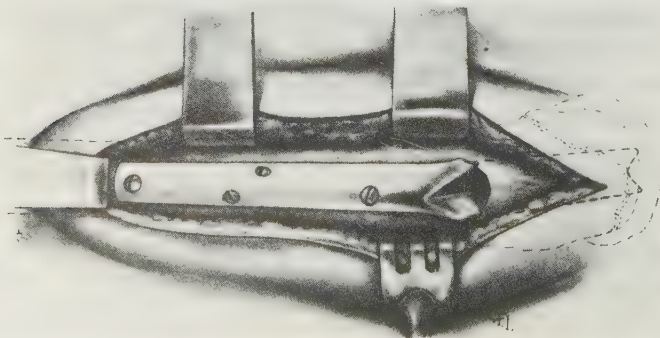


Abb. 45:
NEUFELD-Schenkelhalsnagel in situ (1943)

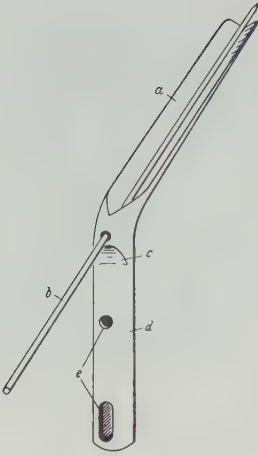


Abb. 46:
REHBEIN-Modifikation des
NEUFELD-Nagels (1948)

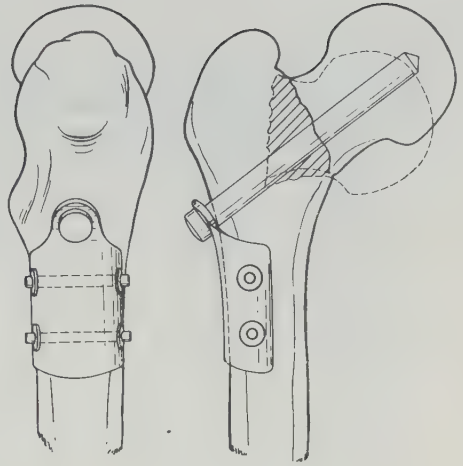


Abb. 47:
Halbzirkuläre Manschette nach
REHBEIN (1948)



Abb. 48:
REIMERS-Schenkelhals-
schraube (1951)

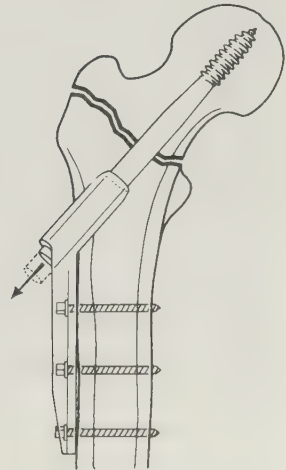


Abb. 49:
Gleitende Laschenschraube
nach POHL (Anfang 50-er Jahre)

bewegen (Abb. 49; 23, 65). Von diesen Gleitkonstruktionen gab es später mehrere Modifikationen, so von DEYERLE und in letzter Zeit von FORGON, die mehrere Zugschrauben in ihren Hülsen frei gleiten ließen (51, 68).

Die B o h r d r a h t s p i c k u n g fand auch Eingang in die Schenkelhalsosteosynthese, und zwar 1938 mit KLAPP (177), später (1946) mit HAUCK, der die Drähte parallel einbrachte (74), und BAKO, der sie auf den Schenkelhalskopf zentrierte (4, 5). Zuerst wurden auch die Drahtenden mit versenkt, was man allerdings bald aufgab, als man die Gefahr der Wanderung der Drähte erkannt hatte (24). Anfangs wurden auch nur wenige Drähte eingebohrt (2-3), später (1955) nach BAUD 8-10 in kegelmantelförmiger Anordnung (Abb. 51; 6). Dabei wurde die ungenügende Stabilität mit der Komplikation einer Abknickvarisierung in Kauf genommen gegenüber einem äußerst geringen Operationsrisiko. Die Methode wird heute noch vor allem zur Fixation eines abgerutschten Hüftkopfes bei Epiphyseolysis capitis femoris verwendet.

Eine andere Gruppe der Schenkelhalsfixierungsimplantate stellen die Konstruktionen von KÜNTSCHER und LEZIUS-HERZER dar. Dabei liegt immer ein Teil des Implantats im Schenkelhals, der andere in der Markhöhle des Femurschaftes. 1939 entstand so der K Ü N T S C H E R - Y - N a g e l . Er war zweiteilig, der Schenkelhalsteil zeigte I-Profil, der Markraumteil L-Profil. Zuerst wurde der Markraumteil von oben her axial in das Femur eingeschlagen. Der Schenkelhalsteil zielte dann durch eine Durchbohrung des Markraumteil in den Schenkelhals. Dieser erste Y-Nagel wurde später verändert, indem jetzt das Schenkelhalsteil die Durchbohrung trug und der Markraumteil durchgeschlagen wurde (JUNGE 1957; 88). Die Operation mit dem Y-Nagel galt schon am Anfang als ein großer Eingriff, bot aber auch hohe Stabilität (Abb. 50).

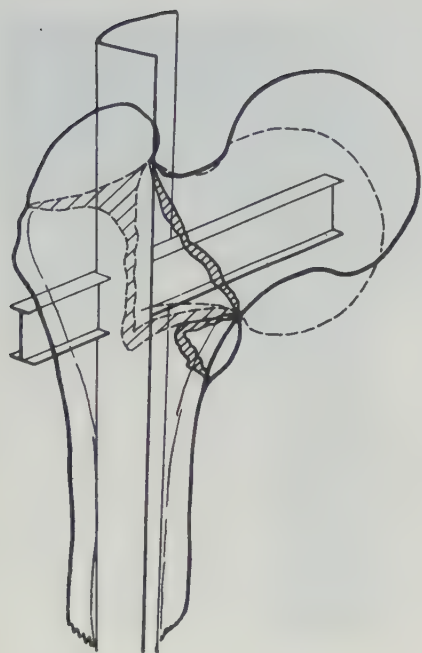


Abb. 50 a:
KÜNTSCHER Y-Nagel,
altes Modell (1939)

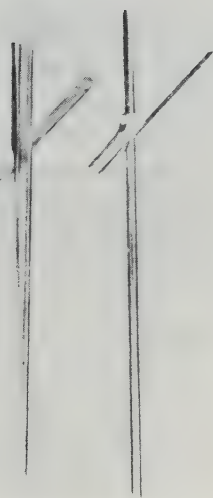


Abb. 50 b:
KÜNTSCHER Y-Nagel,
altes und neues
Modell (1957)

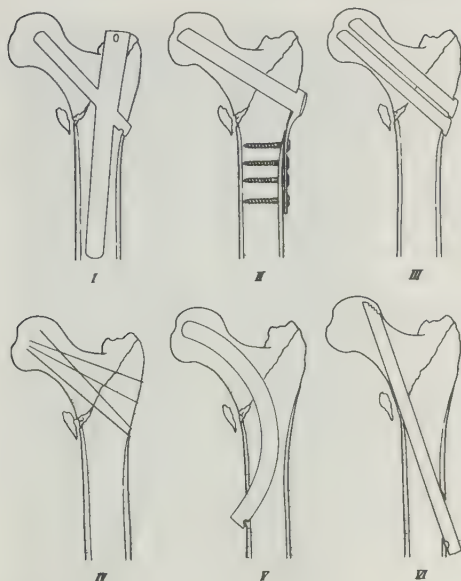


Abb. 51:
Verschiedene Verfahren zur
Schenkelhalsosteosynthese

- I KÜNTSCHER Y-Nagel (1939)
- II Laschennagel
- III Doppelbolzung nach
K.H. BAUER (1941)
- IV Bohrdrähtspickung nach
HAUCK und BAKO (1946)
- V LEZIUS-Rundnagel (1950)
- VI KÜNTSCHER-Steilnagel (1959)

LEZIUS und HERZER konstruierten 1950 den R u n d n a g e l , einen stark gebogenen Marknagel, der bei Schenkelhalsfrakturen von medial vom Schaft her in den Schenkelhals vorgeschlagen wurde. Er sollte die erwartete mediale Abstützung bei pertrochanteren Frakturen gewährleisten (65). Zur Vereinfachung des richtigen Einschlagens gab WEGNER 1966 eine Meßmethode an (206). Der Rundnagel ist heute noch ein anerkanntes Verfahren (Abb. 51).

KÜNTSCHER schlug seinen S t e i l n a g e l 1959 von lateral von der Schaftmitte aus bis in den Schenkelhals. Dieser gerade Nagel mit V-Profil trug am Einschlagende eine Sperrvorrichtung, die das Herausrutschen verhinderte (Abb. 52; 90). Diese Methode verließ KÜNTSCHER bald zugunsten seines 1966 entwickelten K o n d y l e n n a g e l s . Es handelte sich dabei um einen langen federnden Marknagel, der von medial vom Epicondylus medialis her eingeschlagen wurde (111). Aus dieser Idee entwickelte ENDER 1969 seine elastischen R u n d n ä g e l , von denen 3-4 Stück nebeneinander wie der Kondylennagel eingeschlagen wurden. Vor allem die ENDER-Nagelung wird bei lateralen Schenkelhalsfrakturen noch gerne verwendet (Abb. 53; 46).

Die V e r b u n d o s t e o s y n t h e s e mit Palacos und Metallimplantaten begann 1966 mit SCHEUBA. Er verwendete zuerst Dreilamellennägel, später Winkelplatten der AO bei Schenkelhalsfrakturen. Nach neueren Forschungen sollen sich Kondylenplatten besonders dafür eignen. Diese Methode ist indiziert bei alten Patienten mit hohem Operationsrisiko, da sie sehr schnell und genügend stabil ist (178).

Auch die Druckosteosynthese fand Eingang in die Behandlung der Schenkelhalsfrakturen. Zuerst implantierte VIERNSTEIN seinen K r a l l e n d r u c k n a g e l , der auch als Intramedullärnagel bekannt ist (siehe Kap. 1.3.3.2.) (1971; 93, 202). KAESSMANN konstruierte 1972 eine a x i a l e K o m p r e s s i o n s s c h r a u b e . Im Prinzip entspricht die Konstruktion einer gleitenden Laschenschraube



Abb. 52:
Steilnagel von KÜNTSCHER
(1959)



Abb. 53 a:
KÜNTSCHER-Kondylennagel
(1966)



Abb. 53 b:
Elastische Rundnägeln nach
ENDER (1969)

nach POHL, wobei KAESMANN in die Halterung der Schraube einen Kompressionsmechanismus mit einer Feder einbaute. Die Kompressionskräfte sollen bei 80-90 kp liegen (90, 91). Ebenfalls 1972 publizierte MULLER einen Spreizdübel, einen einfachen Stift, der sich bei Spreizung wie ein umgekehrter Regenschirm entfaltet. Damit soll eine stabile Osteosynthese hergestellt werden können (144).

1.3.4. Plattenosteosynthese

Th. GLUCK benützte schon 1885 im "bulgarischen Krieg" zierliche "seitliche Hohlschienen" aus Stahl, die man "mit Hülfe von Schrauben" befestigte. Allerdings publizierte er sein Operationsverfahren im Rahmen eines allgemeinen Vortrags erst im Jahre 1890, und so ist es HANSMANN, dem man die erste Verwendung von Platten zuschreibt (11, 57). HANSMANN operierte 1886 20 Fälle mit einer g e r a d e n P l a t t e . Dabei waren die Schrauben lang und ragten aus der Wunde heraus. Sie trugen ein Holzgewinde und wurden ohne Vorbohrung eingedreht (Abb. 54; 11).

Die Brüder LAMBOTTE publizierten 1892 dünne, der Knochenform angepaßte Platten, die erstmals mit versenkbaren selbstschneidenden Flachkopfschrauben fixiert wurden. Das Gewinde bestand bereits aus einem Maschinengewinde (Abb. 55; 114). Am Anfang bestand das Material noch aus Messing, 1909 wurde zur Behebung der dabei auftretenden Unverträglichkeiten Gold- oder Nickelüberzug empfohlen (11). 1897 führte LANE schmale Platten mit konisch angesenkten Rundlöchern unter Verwendung konischer Schraubenköpfe ein. Damit ließ sich eine stabile Fixation erreichen. Häufig wurden auch mehrere Platten für eine Osteosynthese angeschraubt, da die Implantate im einzelnen recht schwach waren (Abb. 56). Die Original-LANE-Platte wurde später modifiziert, indem die Stege zwischen den Schraubenlöchern verbreitert wurden und so die Platte einen rechteckigen

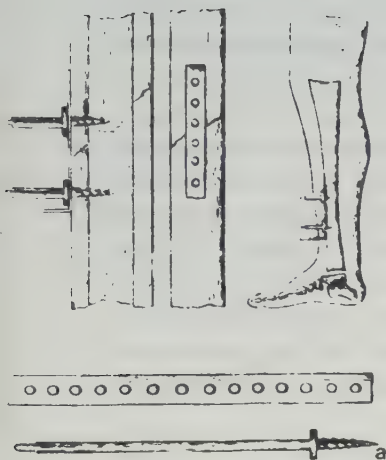


Abb. 54:
Osteosyntheseplatte nach
HANSMANN (1886)

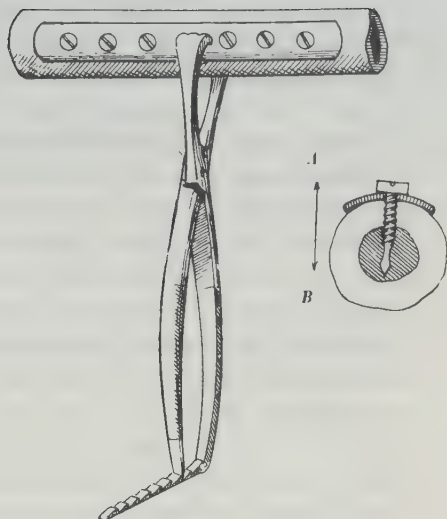


Abb. 55:
Platte von LAMBOTTE (1892)

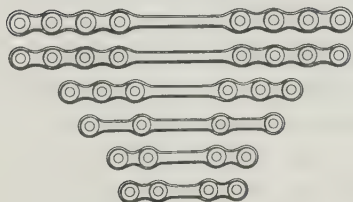


Abb. 245 a. Metallschlenkensatz. (Nach LANE.)

Abb. 56:
LANEsche Platte (1897)



Abb. 245 b. Schraubensatz zum Festschrauben der LANEschen Schlenen.



Abb. 57:
"internal contact-splint"
von EGGERS (1948)

Umfang hatte. Trotzdem sprach man immer noch von der "LANE-Platte" (11). Mit diesen Platten wurden auch Skoliosen operiert (ERLACHER 1928; 47).

Die Schrauben zur Befestigung der Platten sollten nach KÖNIG so lang sein, daß sie beide Cortices des Knochens durchbohrten. LAMBOTTE lehnte lange Schrauben ab aus Gründen der Abwehrreaktion auf große Fremdkörper (1931; 100). DEMEL bohrte 1926 schon die Schraubenlöcher vor unter Salzwasserkühlung, auch sah er bereits, daß durch das sukzessive Festdrehen der Schrauben eine höhere Stabilität erreicht wurde als durch maximales Eindrehen der einzelnen Schrauben hintereinander (33).

SHERMAN brachte 1912 Stahlplatten aus Vanadiumstahl mit Querverwölbung heraus (Drittelrohr). Ebenso waren die Schrauben aus diesem Material. Nach dem ersten Weltkrieg wurden die austenitischen Chrom-Nickel-Stähle (V2a) eingeführt, für deren Verwendung als Osteosynthesematerial sich M. LANGE erstmals in Deutschland einsetzte (11, 189). Seit 1936 wurde in den USA auch die 1929 entdeckte Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung "Vitallium" in die Osteosynthese eingeführt (SMITH-PETERSON-Nagel) und auch speziell für die Herstellung von Platten (VENABLE und STUCK) verwendet (11).

Ein Problem stellte auch bei den Platten die unvermeidbare Knochenresorption im Frakturspalt dar, wobei das Implantat das Zusammenrücken verhinderte. Aus dieser Überlegung heraus konstruierte EGGERS 1948 seinen internal contact splint. Diese Platte trug anstatt mehrerer Löcher auf jeder Seite nur einen langen Schlitz, in dem die nur leicht eingedrehten Schrauben glitten, und die Fragmente frei zusammenrücken konnten. Das Verfahren setzte sich aber nicht durch, da diese Osteosynthese sehr unstabil war (Abb. 57; 11, 44). COLLISON entwickelte auch der gleichen Überlegung heraus eine Platte mit mehreren Langlöchern; auch sie konnte die in sie gesetzten Erwartungen nicht erfüllen (11).

Auf Grund der guten Erfahrungen mit der externen Druckosteosynthese und das Prinzip der Fragmentkompression (GREIFFENSTEINER, CHARNLEY) hat DANIS als Erster Druckplatten mit eingebauter Spannvorrichtung entwickelt. Dabei ragte eine eingebaute Spannschraube in ein Langloch und schob die Knochenschraube frakturwärts. Die Konstruktion war allerdings schwach und die Fragmentkompression demzufolge gering, sodaß sich diese Platte nicht durchsetzte (Abb. 58; 1949; 11, 32, 80, 154).

1951 publizierte VENABLE erstmal das Prinzip der Druckplattenosteosynthese mit separatem Spanngerät (Coaptorinstrument), das gleichfalls über eine, in ein Langloch eingedrehte Knochenschraube wirkte. Nach Sicherung der Knochenkompression durch weitere Halteschrauben in den übrigen Plattenlöchern wurde das Spanngerät wieder entfernt (Abb. 59; 11, 80). Separate Spanngeräte wurden auch angegeben von KROMPECHER, MITTELMEIER und M.E.MÜLLER, wobei das letztere große Berühmtheit erlangte. Diese Spanner mußten zur Entfaltung ihrer Spannkraft am Knochen befestigt werden (Abb. 60; 80).

Die Gründung der AO 1959 brachte durch M.E.MÜLLER neue Ideen in die Plattenosteosynthese. Er perfektionierte die Plattenosteosynthese durch die Publikation der geraden Rundlochplatte, des Plattenspanners und der Corticalis- und Spongiosaschrauben (1958; 183). Auch die Winkel- und Kondylenplatten 1960 gehen auf MÜLLER zurück. Sie gehören auch heute noch zum Standardinstrumentarium der AO (Abb. 61). 1962 kamen die Zuggurtungsplatten der AO (MÜLLER) heraus. Nach den Überlegungen von PAUWELS wurden diese mechanisch schwachen Platten mit Halbrohr- oder Drittellohrprofil nur an der Zugspannungsseite einer Extremität angebracht, wobei sie der einseitigen Zugbeanspruchung trotz ihrer mechanischen Schwäche problemlos standhalten konnten. Diese Zuggurtungsplatten wurden entweder mit dem Plattenspanner unter Zug gesetzt oder über den Selbstspannungseffekt ihrer

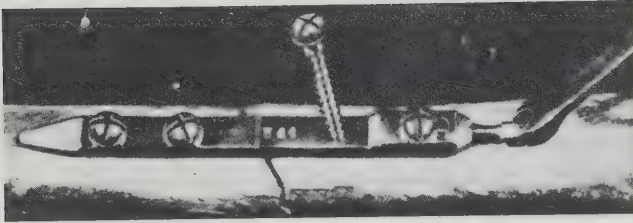


Abb. 58:
DANIS Druckplatte mit
eingebauter Spann-
schraube (1949)



Abb. 59:
VENABLE-Platte mit
separatem "Coaptor-
Instrument" (1951)

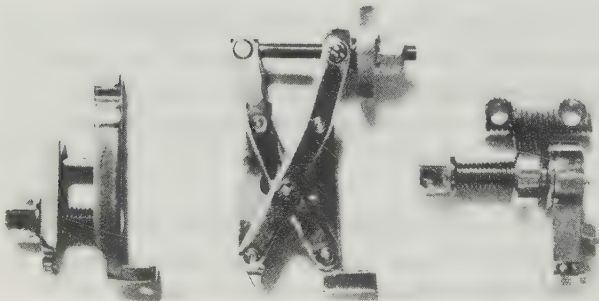


Abb. 60:
Verschiedene Platten-
spanngeräte nach MÜL-
LER, KARPf und MITTEL-
MEIER

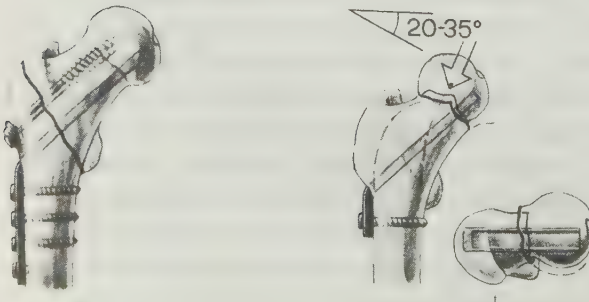


Abb. 61 a:
120° Winkelplatte der
AO (1960)

Abb. 61 b:
90° Winkelplatte der AO (1960)

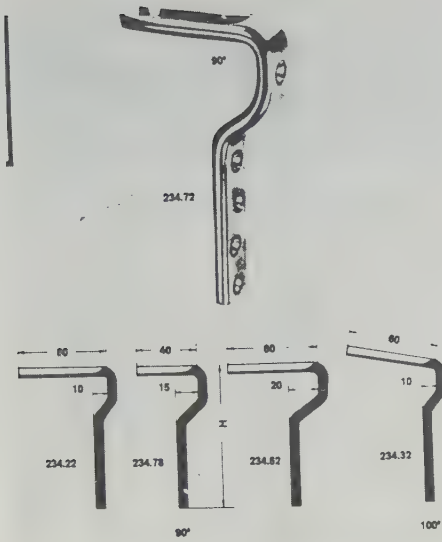


Abb. 61 c:
Kondylenplatte der
AO (1960)

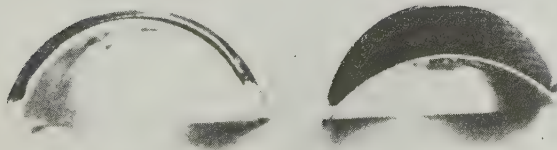
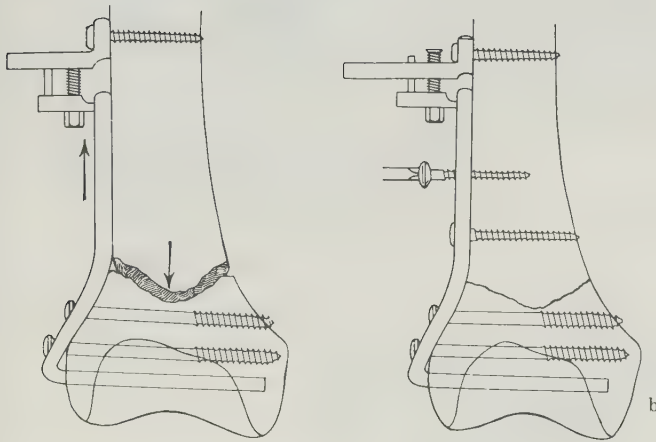


Abb. 62:
Profilansicht der
Halbrohrplatte (AO)
und der Mondsichel-
platte (MITTELMEIER)

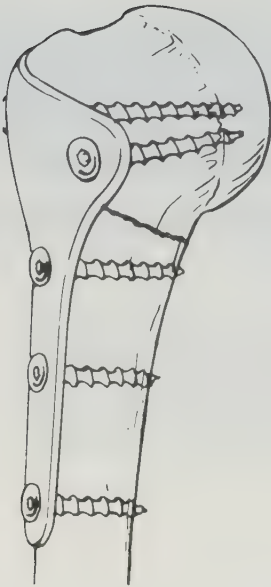


Abb. 63:
T-Platte für proximalen Humerus
nach BANDI (1961)

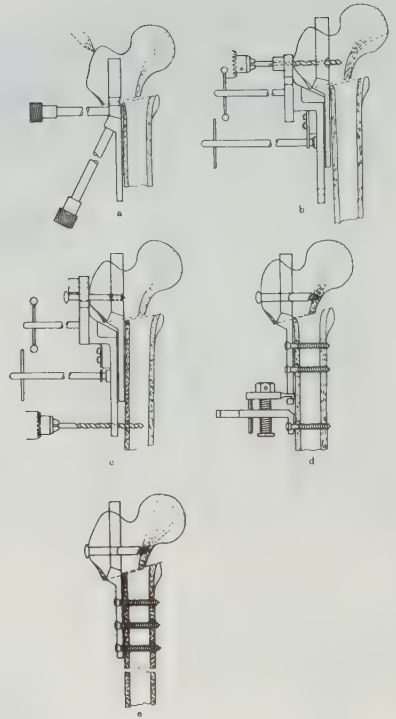


Abb. 64:
Medialverschiebungsosteotomie
mit dem Instrumentarium von
WAINWRIGHT-HAMMOND (1966)

Abb. 65:
WITT-Kinderklammern



Langlöcher (80, 183). Die Homburger Gruppe um MITTELMEIER publizierte später die Mondsichelprofilplatte, eine stabilere Zuggurtungsplatte (Abb. 62; 80).

BANDI entwickelte 1961 die T-Platte für die hohe Humerusfraktur, ein heute viel gebrauchtes Implantat (Abb. 63; 183, 140).

In der Münchner Orthopädischen Klinik wurden Ende der 50-er Jahre subtrochantere Varisierungsosteotomien mit Medialverschiebung des Femurschaftes bei Kindern mit Klammern nach BECKER versorgt. Diese geraden Klammern mit zwei Zinken wurden von unten her lateral in das Schenkelhalsfragment eingetrieben und am Schaft verschraubt (ähnlich funktionierte auch die Technik nach WAINWHRIGHT-HAMMOND 1966 für Erwachsene) (Abb. 64; 117). WITT modifizierte dann die BECKER-Klammern, indem er den Schenkelhalsteil umbog, so daß er bei der Osteosynthese längs des Schenkelhalses zu liegen kam (Abb. 65). An diesen Kinderklammern erprobte MITTELMEIER erstmals sein Prinzip der selbstspannenden Schraubenlöcher (93, 80, 11).

BAGBY und JANES entwickelten aus einer modifizierten Langlochplatte nach COLLISON die erste selbstspannende Platte (1957). Dabei wurden die abgeschrägten Langlöcher frakturabseitig senkrecht ausgefeilt, sodaß der Schraubenkopfkonus an der Lochrandkante frakturwärts abrutschte. Verschiebestrecke und Kompressionskraft war bei dieser Platte jedoch gering, sodaß sie sich nicht durchsetzte (Abb. 66; 11, 80). BERTOLIN versuchte an einer Hüftwinkelplatte 1964 durch schräges Einsetzen der Schrauben in ein birnenförmiges Langloch Selbstspannung herbeizuführen (11). 1967 entwickelten TAMAI und HOSHIKO Platten mit Drucklöchern, in deren Seitenwand schräg abfallende Gleitschienen mit 16° Neigung zur Plattenoberfläche eingeschliffen waren. Nach Angaben der Autoren konnten damit Spannkkräfte bis zu 216 lb (= 90 kp) erreicht werden (Abb. 67; 11, 80).

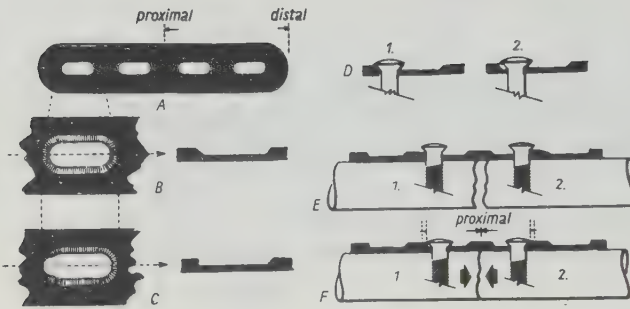


Abb. 66:
Prinzip der Selbst-
spannung nach BAGBY
und JANES (1957)

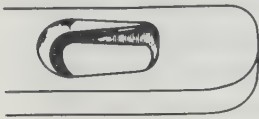


Abb. 67:
Prinzip der Selbst-
spannung nach TAMAI
und HOSHIKO (1967)

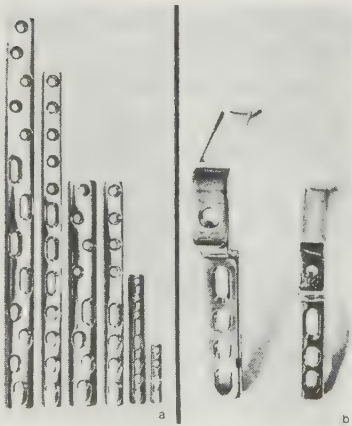
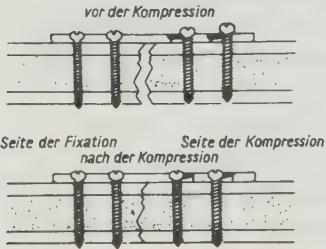


Abb. 68 a:
Platten nach MITTELMEIER (1968)

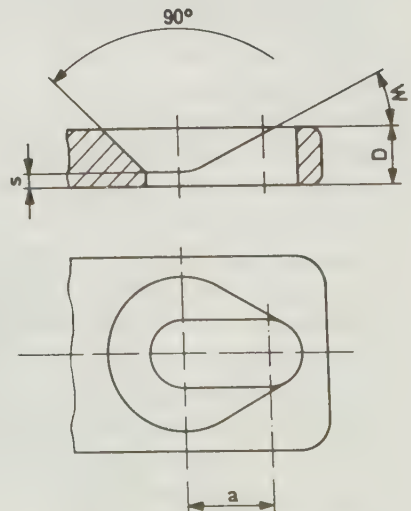


Abb. 68 b:

MITTELMEIER erprobte sein Prinzip der Selbstspannung zuerst an den Kinderhüftklammern von BECKER und WITT. Die Erzeugung der Spannung geschah durch eine Schraubenlocharchitektur, die einem Abbild des sich unter Längsverschiebung in die Platte einsenkenden Schraubenkopfes entsprach. Die Spannkraft entstand durch Umwandlung der Schraubenvorspannkraft in eine longitudinale Verschiebekraft an der schiefen Ebene des Schraubenloches. In der Literatur wird immer wieder betont, MITTELMEIER habe diese Konstruktion ohne Kenntnis der Platten von BAGBY und JANES entwickelt. Ab 1968 trugen alle Plattentypen diese Schraubenlocharchitektur (Abb. 68; 80, 138).

Die AO entwickelte 1969 die DCP (= Dynamic Compression Plate). Hierbei rutscht die kugelförmige Schraubenkopfunterseite in einem zylindrisch schräg ausgeschliffenen Langloch (Kugelgleitprinzip). Der Vorteil liegt darin, daß durch die kugelige Schraubenkopfunterseite die Schraube auch schief und nicht unbedingt senkrecht zur Platte eingedreht werden kann (Abb. 69; 1, 154).

Seit 1964 gibt es das AO-Kleinfragmentinstrumentarium nach HEIM. Extra kleine Schrauben und Plättchen erlauben es nun, auch an Fingerknochen stabile Osteosynthesen auszuführen (75, 183).

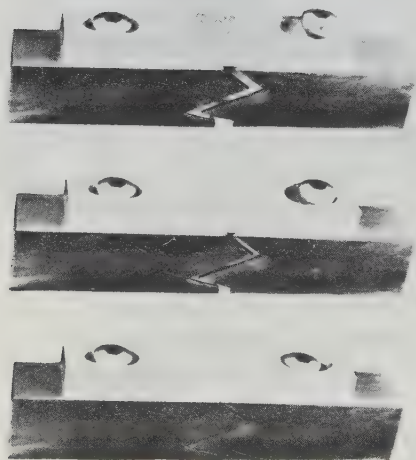


Abb. 69 a:
Dynamic-Compression-Plate der
AO (1969)



Abb. 69 b:
Kugelgleitprinzip
der DCP



Abb. 70 a:
Fixateur externe von LAMBOTTE
(1907)

1.3.5. Äußere Knochenfeststeller

LÄNGENBECK entwickelte als erster 1855 einen äußeren Knochenfeststeller (100), aus dem der sehr bekannt gewordene *fixateur externe* von LAMBOTTE entstand (1907). Dabei wurden Bohrschrauben, die aus der Wunde herausragten, auf einer parallel zur Knochenachse liegenden Stange befestigt. Besonders bei eiternden, bereits offenen Brüchen und bei infizierten Pseudarthrosen sah man gute Ergebnisse, da hierbei die Infektionsgefährdung durch die nicht geschlossene Wunde keine Rolle spielte. Es gab für Schlüsselbein und Mittelhandknochen auch extra kleine Modelle des *fixateurs* (Abb. 70; 114).

SCHANZ ging mit seinen *Bohrschrauben* ähnlich vor, nur fixierte er sie nicht auf einem Gestänge, sondern im Ruhigstellungsgips oder mit Drähten (siehe Kap. 1.3.2.). GREIFFENSTEINER (1948) war einer der Vorreiter der Druckanwendung. Er spannte zwei parallele KIRSCHNER-Drähte in einen Extensionsbügel (*Doppeldrahtspannbügel*) zusammen (Abb. 15; 62; siehe Kap. 1.3.1.). CHARNLEY griff diese Idee auf und konstruierte seinen *fixateur externe* mit Druckanwendung (*CHARNLEY-fixateur*, 1953). Hierbei werden STEINMANN-Nägel verwendet, die außerhalb der Haut durch einen Spannmechanismus aufeinandergedrückt werden. Dieser *fixateur* wird gerade wegen seiner Einfachheit und wegen seiner guten Erfolge bei Pseudarthrosen und Arthrodeseen auch heute viel verwendet (Abb. 71; 117).

1960 gab WAGNER einen äußeren *Distractionsapparat* an zur Verlängerungsosteotomie am Femur. Ober- und unterhalb der Osteotomie wird der Apparat befestigt, die Verbindungsschiene zwischen den Befestigungen ist in der Länge variabel und kann *in situ* kontinuierlich verlängert werden (84).

Ganz neu ist die Entwicklung einer *dreidimensionalen Dachkonstruktion* nach HIERHOLZER 1975. Mit bausatzartigen Teilen kann um den Knochen herum ein dreiseitiges Prisma befestigt werden, das den Vorteil gegen-

über anderen äußeren Feststellern hat, daß es verwindungssteif ist (93).

Ausgefallene Modelle von Implantaten gibt es sehr viele, nur als ein Beispiel sein ein Modell KIRSCHNERS erwähnt. Er sicherte eine Verlängerungsosteotomie mit treppenförmiger Schnittführung mit einer implantierten Kette (!) vor zu weitem Auseinanderweichen (Abb. 72; 1921; 96).

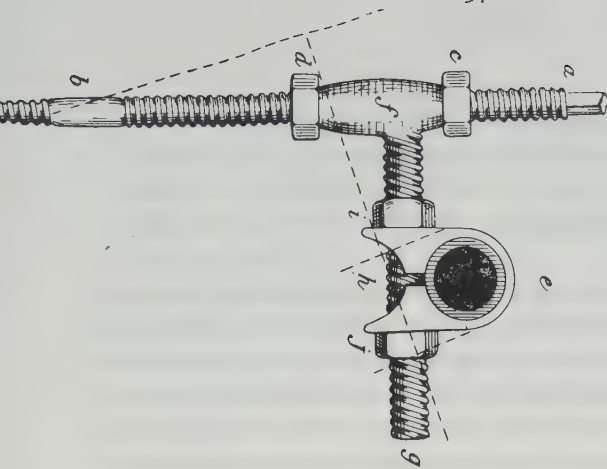


Abb. 70 b:
Stellschraube am LAM-
BOTTESchen fixateur

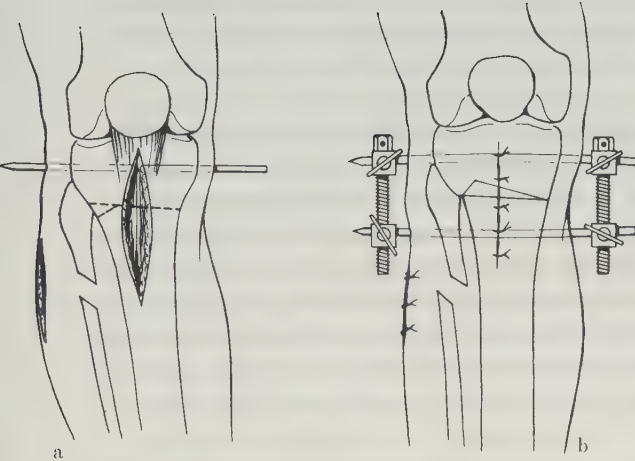


Abb. 71:
CHARNLEY-fixateur
(1953)

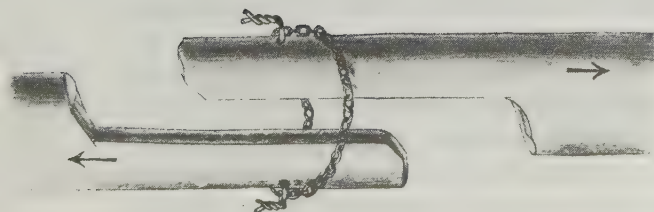


Abb. 72:
Kette nach KIRSCHNER
zur Sicherung einer
Verlängerungsoste-
tomie

2. Stand der Osteosynthese

2.1. Ziel der Osteosynthese

Das Ziel jeder Osteosynthese ist die vollständige Heilung einer Fraktur, Pseudarthrose oder Osteotomie in klinischer und funktioneller Hinsicht. Dazu gehört auch eine möglichst genaue anatomische Stellung der Fragmente nach physiologischen Gesichtspunkten. Hierbei unterscheidet sie sich von der konservativen Behandlung, die ohne operative Eingriffe allein durch äußere Ruhigstellung gute funktionelle Ergebnisse anstrebt, wobei es gleichgültig ist, ob eine anatomische Fehlstellung resultiert oder nicht.

Durch die Osteosynthese kann auch erreicht werden, daß Patienten früher aufstehen können, was gerade für ältere Patienten wichtig ist, außerdem ist eine frühzeitige Mobilisation der Gelenke möglich. Die Osteosynthese beschränkt das Gebiet der absoluten Ruhigstellung - die einzig verantwortlich ist für eine gute Heilung ohne Komplikation - auf das operierte Gebiet und zwingt nicht wie die konservative Methode, eine ganze Extremität oder gar den ganzen Patienten zu immobilisieren.

Sämtliche Techniken der Osteosynthese zielen also auf eine absolute Ruhigstellung ab. Somit ist nicht die Stabilität das primäre Ziel, sondern die Ruhigstellung, die sich allerdings nur durch stabile Osteosynthesen bewerkstelligen läßt. Damit ist auch der Druck bei sämtlichen Druckosteosynthesen nicht das Ziel, sondern die Voraussetzung für die Stabilität und damit für die Ruhigstellung.

Erst seit neuerer Zeit weiß man, daß es die sog. Drucknekrose im bisher gebrauchten Sinn nicht gibt, da die Nekrosen im Bruchspalt nicht durch den Druck, sondern durch Mikrobewegungen der Frakturteile gegeneinander - was bei nicht fest sitzenden Osteosynthese-Implantaten vorkommt -

entstehen. Auch den Kallus, der nach früherer Ansicht erwünscht war zur knöchernen Heilung und bei jeder konservativen Behandlung auftrat, erkannte man als ein Sympton für nicht exakte Ruhigstellung. Er bekam sogar den Namen "Reizkallus".

Andererseits wird man auch nie auf die konservativen Verfahren verzichten können, denn oft kann man auch mit noch so ausgeklügelten Techniken der Osteosynthese keine Stabilität erzielen, wozu man dann die Nachbehandlung mit konservativen Methoden unterstützen muß. Genauso gibt es auch Frakturen, die den operativen Aufwand nicht lohnen, weil sie konservativ behandelt genauso schnell zur Heilung gelangen. Die Risikoabwägung einer Operation darf auch heute nicht in den Hintergrund gedrängt werden, obgleich die modernen Möglichkeiten der Anaesthesie und Embolieprophylaxe sehr ausgereift sind.

Für die erfolgreiche Durchführung von Osteosynthesen braucht man weniger beste Technologien und ausgeklügelte Instrumentarien als die genaue Kenntnis der verwendeten Osteosynthesetechnik, die genaue Indikationsstellung und viel Erfahrung des Operateurs, eine Tatsache, die schon frühe Vorreiter der operativen Frakturenbehandlung wie KÖNIG, DEMEL, LAMBOTTE, LANE et al. erkannten.

2.2. Biologie der Knochenbruchheilung bei stabiler Fixation

Experimentelle Untersuchungen und klinische Erfahrung ergeben, daß bei stabiler Fixation die kortikale Knochenheilung ohne eigentliche Kallusbildung erfolgt (primäre Knochenheilung). Sind die Fragmentenden in engem Kontakt und durch interfragmentären Druck stabil fixiert, so findet eine direkte Überbrückung durch neugebildete Osteone statt (Kontaktheilung). Bestehen feine Spaltzonen zwischen den Fragmenten, werden sie bei stabiler Fixation direkt mit lamellärem Knochen, der in Richtung des Frakturspaltes wächst,

aufgefüllt. Später wird dieser Knochen im Sinne eines "re-modeling" durch neu formierte Osteone ersetzt (Spaltheilung). Aus mechanischen sowie biologischen Gründen sollten aber Spalten, wo immer möglich, vermieden werden (132, 141).

2.3. Allgemeine Verfahren der Osteosynthese

Die allgemeinen Verfahren der Osteosynthese lassen sich in vier Kategorien einteilen.

1. Cerclage
2. Reine Verschraubung (Zugschrauben)
3. Verplattung
4. Intramedulläre Fixation

2.4. Biomechanische Grundlagen

Alle vier Arten der Osteosynthese werden heute angewendet. Nachdem aus der Biologie bekannt ist, daß Ruhigstellung notwendig ist, die nur durch Druckosteosynthese hergestellt werden kann, scheint es interessant, das Verhalten des menschlichen Knochens auf Druck zu untersuchen. Durch Messungen der Druckbelastbarkeit ist die Möglichkeit gegeben, Implantate richtig zu dimensionieren, so daß sie nicht zu sehr den Knochen belasten, andererseits die Stabilität des Knochens ausnützen für eine stabile Osteosynthese.

Nachdem gerade Schrauben in der Osteosynthese sehr viel gebraucht werden, sei es allein (Zugschraube) oder als Plattenfixierung, erscheint auch ihre biomechanische Untersuchung interessant.

Schließlich ist durch neuere Untersuchungen die Biomechanik der Platten allgemein und speziell der selbstspannenden Platten in die allgemeine Diskussion gerückt.

2.4.1.1. Das Verhalten des menschlichen Knochens auf Druck

Elastizität ist die praktisch bei jedem Körper mehr oder weniger ausgeprägte Eigenschaft, sich unter einer von außen einwirkenden Kraft zu verformen und nach Beendigung der Kraftwirkung wieder vollständig seine ursprüngliche Form anzunehmen. Überschreitet die einwirkende Kraft die Elastizitätsgrenze eines Körpers, so kommt es durch irreversible Veränderungen im molekularen Raumgitter zu plastischen Verformungen. Bei noch weiterer Steigerung der Krafteinwirkung wird die Bruchgrenze erreicht. Der Ablauf dieser drei Verformungsphasen charakterisiert weitgehend die mechanischen, speziell die elastischen Eigenschaften eines Körpers. Naturgemäß hat auch der Knochen elastische Eigenschaften, er verformt sich unter Druck oder Zug proportional der einwirkenden Kraft. In den anderen Phasen der Verformung unterscheidet er sich jedoch nach RITTER und GRÜNERT grundlegend von üblichen toten Materialien : nach Überschreiten der Elastizitätsgrenze kommt es praktisch sofort zur Strukturzerstörung, d.h. der plastische Verformungsbereich ist extrem klein und kaum getrennt meßbar (168). Nach JÄGER, DIETSCHI und UNGETHÜM verliert aber der Knochen nach Durchbohrung und Wiederentfernung von Knochenschrauben gerade seine plastische Verformbarkeit, was beweist, daß es schon vorher eine solche besessen hat (86). Innerhalb der elastischen Verformung gilt das HOOKE'sche Gesetz, wonach die Verformung proportional der einwirkenden Kraft ist.

$$\text{Längenänderung} = \frac{1}{E} \cdot \frac{f \cdot l}{A}$$

Dabei ist E der Elastizitätsmodul des Materials, f die einwirkende Kraft, l die ursprüngliche Länge und A die Querschnittsfläche.

Nach Untersuchungen von PERREN et al. (153) verringert sich der bei Plattendruckosteosynthese primär eingesetzte Druck

im Laufe von zwei Monaten um die Hälfte. Dabei ist ein anfänglicher schneller Druckabfall und ein späterer langsamer zu verzeichnen. Die erste Phase führte PERREN auf das viskoelastische Verhalten des Knochens zurück, die zweite Phase auf den sogenannten HAVERSschen Umbau. Darunter ist ein Ersatz der anfangs unter Osteosynthesedruck stehenden Osteone durch neue, im Verlauf der primären Knochenheilung entstehende Osteone zu verstehen. In den gleichen Untersuchungen wurde festgestellt, daß der Knochen hohe statische Drucke ohne die sogenannte "Drucknekrose" aushalten kann, sofern die Bedingung der Ruhigstellung gewährleistet ist. Auch kann die Knochenkortikalis hohe plastische Verformungen ohne Resorptionen hinnehmen (156).

Nachdem man weiß, daß der Knochen diese hohen Drucke, sofern sie nicht gleich zu Beginn eine Strukturzerstörung herbeiführten, über lange Zeit aushalten kann, erscheint interessant, die Druckbelastbarkeit der menschlichen Knochen zu kennen.

2.4.1.2. Meßergebnisse der Druckbelastbarkeit von menschlichen Knochenstrukturen

Gemessen wurde mit einem quer über der Kortikalis liegenden Bolzen mit 5 mm Durchmesser, der mit einem in der Markhöhle liegenden Zuganker belastet wurde. Beim Überschreiten der maximalen Belastbarkeit kam es zu einem Einschneiden des Querbolzens in die Kortikalis. Bei diesen Versuchen ergaben sich für die Tibia Druckbelastbarkeiten altersabhängig und abhängig von der Knochenregion (Meta- oder Diaphyse) von 600 bis 1500 kp/cm^2 (170).

Für die Osteosyntheseverfahren, die den Druck auf die Spongiosa des Tibiakopfes übertragen, wurde die Druckbelastbarkeit zu 15 bis 25 km/cm^2 ermittelt, bei der noch elastische Verformung und noch keine plastische Verformung im Sinne einer Strukturzerstörung der Spongiosa auftritt (170).

Einbezogen in die Untersuchungen wurden auch die Verhältnisse bei einem Kompressionsnagel, der proximal den Druck auf die Spongiosa im Bereich der Tuberositas tibiae über eine kleine Lippe am Nagelrand übertragen soll (KAESSMANN-Nagel). Bei annähernd $0,5 \text{ cm}^2$ Druckübertragungsfläche läßt sich dabei höchstens eine Kraft von 30 kp erreichen, die aber schon kurz nach Krafteinwirkung von einigen Minuten fast ganz verschwindet und unter zusätzlichen Belastungen auf Grund weiterer Strukturzerstörungen völlig abgebaut wird. Solche Osteosynthesemittel ermöglichen also keine Druckosteosynthese, sondern sind Verfahren mit kurzzeitiger Kompressionsadaptation (170).

Für Femur und Humerus zeigte sich ebenfalls, daß unter Drucken von 500 kp/cm^2 nie eine plastische Verformung der Kortikalis auftrat. Die Trochanter-spongiosa zeigte bei einem Knochen eines 21-jährigen eine Druckbelastbarkeit von max. $39,1 \text{ kp/cm}^2$, ansonsten traten Werte zwischen 15 und 25 kp/cm^2 auf. Zwar waren absolut bis zu dreifach höhere Werte erreichbar, diese gingen aber mit einer Strukturzerstörung der Spongiosa einher und waren deshalb für die Osteosynthese nicht verwertbar, da diese zerstörte Knochen sicher einer Resorption anheimfallen würde, was einem völligen Druckverlust gleichkäme (167).

Gemessen wurde auch der Elastizitätsmodul E, der in einer Größenordnung altersabhängig zwischen 500 und 1500 kp/mm^2 lag, was einer Längenänderung eines 1 cm langen Knochenstückes bei 100 kp Belastung von $1,6 - 3,2 \text{ } \mu\text{m/cm}$ (Tibia) beziehungsweise $1,7 - 3,9 \text{ } \mu\text{m/cm}$ (Femur) entsprach. Diese Ergebnisse bedeuten, daß sich bei Osteosynthesekräften von ca. 200 kp auf die Plattenlänge umgerechnet sich der Knochen nur um wenige μm (15 - 25) zusammenstaucht. Diese Dicke entspricht nur 2 - 3 roten Blutkörperchen (!). Wenn also Mikrobewegungen im Bruchspalt auftreten von nur einigen μm , so bedeutet das schon einen völligen Verlust des interfragmentären Druckes (168).

2.4.2. Biomechanik der Schrauben in der Osteosynthese

Sieht man von den Möglichkeiten der Cerclage und der Markraumnagelung in Form von KÜNTSCHER-Nägel oder Bündelnagelungen ab, wird die Stabilität aller Osteosynthesen mit Knochenschrauben, entweder allein (als Zugschrauben) oder in Verbindung mit Platten, gewährleistet (136).

Die prinzipielle Form der Knochenschrauben geht auf DANIS zurück (80, 32). Die Gewindegänge weisen nach oben hin (in Richtung zum Schraubenkopf) eine vom Schraubenkern senkrecht abstehende Fläche auf, nach unten hin eine schräge. Durch diese Konstruktion erreichen sie einen maximalen Halt im Muttergewinde des Knochens. Durch Gewindevorschnitt wird ein optimaler Sitz der Schrauben gesichert (200).

Es ist leicht ersichtlich, daß nur ein guter Sitz der Schrauben die maximal mögliche Vorspannkraft erreichen kann. Dahingehende Untersuchungen zeigten, daß die nach unten zeigenden schrägen Flächen vom Muttergewinde im Knochen einen Abstand von bis zu 150 μ m aufweisen. Die Kanten der Gewindegänge wiesen bei Vorbohrung ebenfalls keinen Kontakt zum Knochen auf. Ohne Vorbohrung war zwar dieser Kontakt vorhanden, die Stabilität ließ aber ohne Vorbohrung sehr zu wünschen übrig. Der Abstand zwischen Schraubenkern und Muttergewinde ist erwünscht und eingeplant durch das Vorbohren mit einem um 0,2 mm stärkeren Bohrer als der Kerndurchmesser. Inniger Kontakt zwischen Knochen und Schraube bestand nur an der horizontalen Fläche der Gewindegänge, was durch das Anspannen der Schraube beim Festziehen noch verstärkt wurde. Wenn die Schraube festsaß, waren Wanderzellen sofort sichtbar an der periostalen und endostalen Seite. In der Mitte der Kompakta konnten nach zwei Wochen lockeres Bindegewebe in den Zwischenräumen gesehen werden, das sich nach vier Wochen in dichten Kallus umwandelte. Innerhalb der nächsten vier Wochen wandelte sich dieser Kallus in reguläre Knochenbälkchen um, die in ihrer Achse senkrecht auf die Schraubenachse standen. Diese Beobachtung geht

konform mit der Beobachtung BECHTOLs, daß bei Ausreißversuchen von Knochenschrauben solche, die schon längere Zeit im Knochen lagen, größeren Widerstand leisteten (zit. nach 136). Nur bei Unstabilität wandelte sich dieses lockere Bindegewebe nicht in osteogenetisches Material um, und die Schrauben lockerten sich (200).

Wichtig für die Beurteilung des Schraubensitzes ist das Durchdrehmoment. Es gibt Auskunft darüber, bei welchem Eindrehmoment das Muttergewinde im Knochen zerstört wird. Manchmal bricht auch vor Erreichen des Durchdrehmomentes der Schraubenkopf ab.

Größere Schrauben finden in der Kompakta nur wenig mehr Halt als kleinere, da bei größeren Schrauben mit ihren weiteren Gewindegängen weniger die Schraube haltende Gewindegänge in den Knochen eingeschnitten werden können. Selbstschneidende Schrauben haben gegenüber Schrauben, bei denen vorgeschnitten werden muß, einen um 20 % geringeren Ausreißwiderstand. Im weichen Material (Balsaholz) kann mit alleinigem Vorbohren ohne zusätzliches Gewindeschneiden um 50 % höhere Vorspannungskraft erreicht werden als mit Vorbohrung, offenbar, weil dann beim Eindrehen der Schraube das nicht ausgeräumte Material dem Gewebe eine größere Festigkeit verleiht. Im harten Material (Plexiglas) können dagegen mit dem Gewindevorschnitten bis zu 70 % höhere Werte als ohne Gewindevorschnitt erzielt werden. Bei den Vergleichsuntersuchungen mit Piezoelementen, die direkt die Vorspannkraft der Schrauben messen, konnte die schon lange bekannte und physikalisch begründbare Proportionalität zwischen Schraubenanzugsdrehmoment und -vorspannung bestätigt werden. Sicherlich kann aber damit nicht in jedem Fall auf Grund des gemessenen Drehmoments auf die absolute Größe der Vorspannkraft geschlossen werden, da die Proportionalitätsfaktoren in Abhängigkeit vom Knochenmaterial, Gewindeschnitt, der Reibung usw. schwanken und primär unbekannt sind. Durchdrehmomente der in Amerika gebrauchten Vitallium-Schrauben lagen bei 8,4 kp/cm, feinere Gewinde bei 7,0 kp/cm (136).

Mit den AO-Schrauben konnten wesentlich höhere Durchdrehmomente erreicht werden, was auf die größeren Gewindeabstände und Gewindetiefen zurückzuführen war, und auf größere Ausreißkräfte schließen läßt (136).

Messungen der Vorspannkkräfte lieferten folgende Ergebnisse:

Mit den Original AO-Kortikalisschrauben konnte nach dem Eindrehen in die anliegende und die Gegenkortikalis eine maximale Vorspannkraft von 250 kp erreicht werden (136). Serienmessungen zeigten, daß es sich dabei um ziemlich konstante Gipfelwerte handelte. Der anschließende Spannungsabfall erklärte sich aus dem Durchdrehen der Schrauben mit Zerstörung des Muttergewindes. Der Spannungsanstieg erfolgte sehr schnell nach Auflaufen des Schraubenkopfes auf der Unterlage, und nach einer Dreiviertelumdrehung war die Maximalspannung erreicht. Für zwei weitere Viertelumdrehungen blieb die Spannung auf dem gleichen Niveau, um dann in unterschiedlicher Weise schnell abzufallen. Mit den Kreuzschlitzschrauben konnte sogar eine Spitze von 280 kp erreicht werden, ein Abbrechen der Schraubenköpfe passierte nur einmal, wogegen es bei Kortikalisstärken über 10 mm bei Sechskantbuschrauben sehr leicht möglich war, den Schraubenkopf abzubreaken. Somit erwies sich der oft als nachteilig empfundene Kreuzschlitz wegen des leichten Herausgleitens des Schraubenziehers als ein Sicherheitsmechanismus, der einen wenig erfahrenen Operateur vor dem Durchdrehen des Muttergewindes oder Abbrechen des Schraubenkopfes bewahrte. Beim Durchbohren nur einer Kortikalis konnten Spannungswerte von nur 125 kp erreicht werden. Somit war auch die Schichtdicke ungefähr proportional der Schraubenvorspannkraft. Der Kreuzschlitz verliert allerdings bei diesen Drehmomenten, die für solche Vorspannkkräfte notwendig sind, seine Sicherheitsfunktion. Mit nur für Versuchszwecke hergestellten Spongiosaschrauben mit durchgehendem Gewinde bis zum Kopf (ohne Halshinterdrehung) konnten trotz erhöhter Gewindefläche nur etwa gleich hohe Werte erzielt werden. Die Spongiosaschraube im Spongiosabereich ergab nur dann befriedigende Ergebnisse, wenn die auch noch so dünne Gegenkortikalis mit erfaßt wur-

de. Im rein spongiösen Bereich konnten nur Werte von 10 - 30 kp erreicht werden, wobei die Verhältnisse günstiger lagen, wenn man das Gewinde entgegen der ursprünglichen Forderung der AO nicht vorschnitt. Mit den kleinen AO-Schrauben konnten Durchschnittswerte von 50 - 80 kp erreicht werden. Die von der Homburger Klinik entwickelte kleine Kortikalisschraube mit vermindelter Gewindesteigung und größeren Gewindeflanken, bei der der Gewindeabstand von 1,75 mm auf 1,2 mm vermindert wurde und die Gewindefläche von 3,3 auf 4,5 mm² gesteigert wurde, erreichte zwischen 70 und 123 kp Vorspannkraft. Die errechneten Drucke an den Gewindeflächen erreichen Werte von 575 bis 862 kp/cm², am Schraubenkopf bei exakter Anpassung (mit Kopfraumfräse) von 737 kp/cm², bei einer Zugschraube (die ja nur eine Kortikalis erfaßt) von 350 kp/cm². Eine Druckreduzierung an den horizontalen Gewindeflächen kann durch Vermutterung von der Gegenseite erreicht werden. Den Kopfaufgelegedruck kann man mit einer Unterlegscheibe von 20 mm Durchmesser auf 43 kp/cm² verringern. Günstigerweise wird die hohe Vorspannkraft nur bei Plattenosteosynthesen gebraucht, wobei sich dann der Kopfaufgelegedruck durch die als Unterlegscheibe dienende Platte stark vermindert (156 - 104 kp/cm²). Für den Aufgelegedruck einer Halb- oder Drittelrohrplatte entstehen wegen der geringen Auflagefläche Drucke bis zu 782 kp/cm², werden aber in praxi wegen der stattfindenden Verbiegung der Platten nicht erreicht. Durch das Verbiegen wird aber andererseits der Selbstspanneffekt geschmälert (80). Die Mondsicherprofilplatten aus Homburg haben eine größere Auflagefläche und ergeben deswegen Drucke von 120 kp/cm² (kleine Kortikalisschraube), 237 kp/cm² (kleine Mondsichelplatte) und 150 kp/cm² (kleine Mondsichelplatte und extra kleine Kortikalisschraube) (136).

Untersuchungen über die Abhängigkeit der Vorspannkkräfte von Schrauben in verschiedenen Kortikalisstärken an Epi-, Meta- und Diaphysen ergaben:

Im Bereich der Epiphysen und am Übergang zur Metaphyse entstand nur ein flacher Spannungsanstieg. Erst im Bereich der Metaphyse stieg die Spannung steil an, sie erreichte bei 2 mm Kortikalisdicke schon 100 kp. Im Übergang zur Diaphyse mit einer Kortikalisdicke von etwa 3 mm wurden schon Kräfte von 200 kp gemessen. Höchstwerte waren auch hier 250 kp. Nur am Femur konnten an der Diaphyse sogar Kräfte von über 300 kp erreicht werden. Hierbei trat der Spannungsabfall nach Durchdrehen nicht durch Zerstörung des Muttergewindes, sondern durch Schraubenkopfbruch auf.

Der Anstieg der Spannungen wurde erst dann signifikant größer, als mindestens ein voller Gewindezug in einer Kortikalis lag, was eine Kortikalisdicke von mindestens 1,75 mm voraussetzt. Nachdem die Spongiosaschrauben mit langem Gewinde in reiner Spongiosa auch keine größeren Werte zeigten als solche mit kurzem Gewinde, liegt der Schluß nahe, daß die höheren Vorspannungswerte allein durch den Halt in der Gegenkortikalis gewährleistet werden (35).

Bemerkung: In der Literatur werden fälschlicherweise oft die Begriffe Spannung und Vorspannkraft synonym gebraucht. Dieser Fehler ist dem Verfasser bewußt, trotzdem wurden die Begriffe aus Gewohnheit als Synonyma übernommen.

Es bestehen in der Literatur Unklarheiten über die Verwendung des Ausdrucks "Vorspannung". Er wird einmal als die Kraft verwendet, mit der die Schraube auf den Knochen drückt, ein andermal als die Kompressionskraft bei Druckplattenosteosynthese.

2.4.3.1. Allgemeine Mechanik der Plattenosteosynthese

2.4.3.1.1. Druckanwendung bei Platten

Plattenosteosynthesen werden heute nur noch als Druckosteosynthesen (außer bei Abstützplatten) ausgeführt. Jede Druckosteosynthese stellt ein geschlossenes System von drei Komponenten dar: Knochen, Stabilisierungsmittel (z.B. Platte) und Druckübertragungsmittel (z.B. Schraube). Dabei steht der Knochen stets unter Druck- und das Stabilisierungsmittel unter Zugspannung. Der das System verbindende Osteosynthesedruck wird durch die elastische Zugverformung des Metalls und die elastische Druckverformung des Knochens in der Größenordnung von einigen μm erzeugt und aufrecht erhalten.

Für die Effektivität jeder Druckosteosynthese, d.h. für ihre mechanische Stabilität, ist daher entscheidend, daß es sowohl unter dem statischen Osteosynthesedruck als auch unter den bei Gebrauch der operierten Extremität zusätzlich auftretenden dynamischen Belastungen zu keinerlei Nachgeben des Knochens kommt.

Durch den Druck wird eine hohe Festigkeit gegen Biegebelastung und über die Flächenreibung zwischen den Frakturenden gegen Rotation erzielt, die vielfach höher ist als die des zur Kompression eingesetzten Mittels, das selbst praktisch nur auf Zug (Zugschraube) oder Verbiegung (Schraube bei Plattenosteosynthese) beansprucht wird (168).

Wird eine operierte Extremität belastet, so tritt im Frakturspalt ein gewisser Druck auf, der von der Belastung und vom Querschnitt der Frakturfläche abhängt. Durch diese Kraft wird die Zugspannung des Osteosynthesemittels um diesen Betrag herabgesetzt. Wenn der vorher bestehende Osteosynthesezug kleiner ist als die bei Belastung entstehende Kraft, so wird die Platte jetzt nicht mehr auf Zug allein, sondern immer bei Belastung auch auf Druck beansprucht. Die Schrauben,

die die Platte fixieren, werden dann nicht mehr nur auf frakturseitigen Zug beansprucht, sondern auch auf frakturabseitigen (Abb. 73). Damit bewegen sich die Schrauben in ihrem Lager, es treten also Mikrobewegungen auf, und es sind die Voraussetzungen geschaffen für Knochenresorptionen, die dann den Schrauben endgültig den festen Sitz nehmen und die ganze Osteosynthese unstabil machen. Nächste Folge ist dann Unruhe im Frakturspalt und Knochenresorptionen an der Kontaktzone der Fragmente. Hierdurch wird ein *circulus vitiosus* eingeleitet, denn nun besteht nicht einmal bei Belastungsruhe mehr eine interfragmentäre Kompression. Die Platte, die jetzt nicht nur auf Zug, sondern im Rhythmus auch auf Druck belastet wird, kann diesen Beanspruchungen nicht sehr lange widerstehen und wird über kurz oder lang brechen (Ermüdungsbruch). Man kann sich diesen Mechanismus gut vorstellen an Hand eines Modells einer Schraubenfeder (analog zum Knochen), die von einer Stahlplatte unter Spannung gehalten wird. Versucht man nun, die Schraubenfeder zusammenzudrücken, so wird sich die Feder erst verkürzen, wenn die Belastung die Vorspannung übersteigt. Dann plötzlich wird die Platte auf Druck beansprucht, nicht mehr auf Zug (Abb. 73; 156).

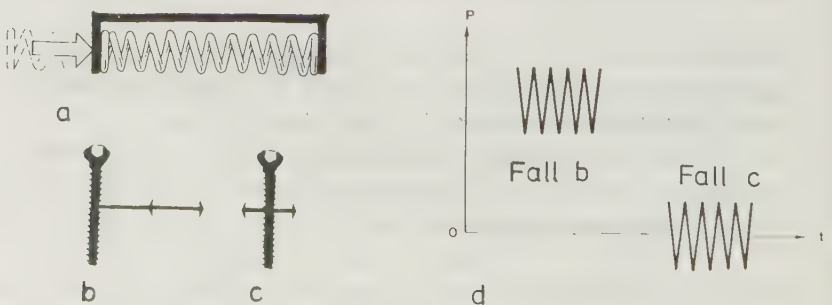


Abb. 73: a) Modell einer Plattenosteosynthese mit Feder und Platte
b, c) wirkende Kräfte auf die Schrauben bei Plattenosteosynthesen,
bei b): Osteosynthesedruck größer als Belastungsdruck
bei c): Osteosynthesedruck kleiner als Belastungsdruck
d) Auf die Platte wirken die Resultanten von b) und c), graphische Darstellung beider Situationen

Das Modell mit der Feder dient auch dazu, die Situation bei einer Zuggurtungsosteosynthese zu verdeutlichen: eine auf der Zugseite angelegte Druckplatte wird bei Biegebelastung des operierten Knochens auf Zug beansprucht und hierbei im Sinne einer Dehnung verformt. Der unter dem Basis-Osteosynthesedruck stehende Knochen wird gleichzeitig auf der Zugseite entlastet und dehnt sich elastisch aus. Ist nun die Zugverformung der Platte größer als die Längenzunahme des Knochens bei Druckentlastung, so kommt es zu einer Distraction der zwei Fragmente an der Frakturstelle, die absolute Ruhigstellung ist verloren. Nachdem der Knochen aber einen wesentlich niedrigeren Elastizitätsmodul als die Platte hat, wird sich der Frakturspalt auf der Zugseite eben nicht öffnen (167).

Der Druck bei der Plattenosteosynthese schützt auch die Fragmentenden vor Kontaktverlust bei Biegungen. Normalerweise treten bei Biegungen auf der konkaven Seite Druckspannungen, und auf der konvexen Seite Zugspannungen auf. In der Mitte des Knochenrohres liegt eine neutrale Zone (Abb. 74). Durch Druckosteosynthese können die unter physiologischen Bedingungen bei Biegung auftretenden Zugspannungen die Fragmentenden nicht mehr trennen (39).

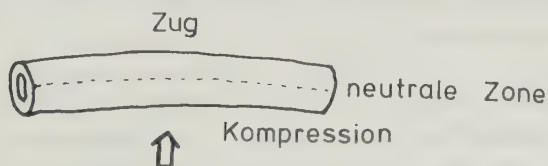


Abb. 74: Wirkende Kräfte am Knochen bei Biegung

Je nach der Richtung, in der die Biegungen vorgenommen werden, kann man drei Fälle unterscheiden (Abb. 75).

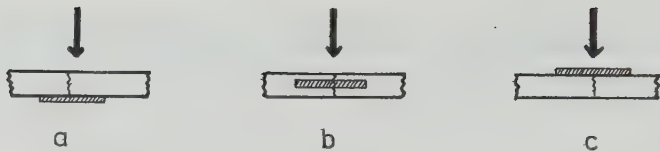


Abb. 75: Möglichkeiten der verschiedenen Lagen von Platte und Biegemoment zueinander

Im ersten Fall (Abb. 75 a) bewirkt eine Biegung nur eine Steigerung der Kompressionskraft. Je nach Vorspannung der Platten tritt eine rein elastische (hohe Vorspannung) oder auch plastische Verformung (niedere Vorspannung) auf. Bei hoher Vorspannung beträgt auch der Druckanstieg im Frakturspalt nur einen kleinen Wert. Im zweiten Fall (Abb. 75 b) wird bei einer Ausgangsspannung von nur 50 kp ein starker plastischer Spannungsverlust nach Beendigung der Biegung gesehen, der fast die Hälfte der Vorspannung beträgt. Bei hoher Vorspannung wird der elastische Bereich wiederum vergrößert und bei 250 kp tritt kein Spannungsverlust mehr ein. Im dritten Fall (Abb. 75 c) erweist sich der hohe Vorspannungsdruck als guter Schutz gegen das Aufklaffen des Frakturspalts. Dabei zeigten auch dünne Platten steileren Spannungsabfall, stärkere Vorspannung wirkte sich aber auch hier günstig aus.

Doppelverplattungen, wobei die Platten im rechten Winkel zueinander stehen, ergaben bei allen Biegeversuchen, vor allen Dingen bei so gerichteten Biegemomenten, die den Fragmentkontakt aufheben, wesentlich bessere Ergebnisse (Abb. 76; 39).

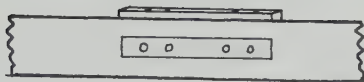


Abb. 76: Doppelverplattung im rechten Winkel

Der Druck, der von einer Platte ausgeübt wird, komprimiert hauptsächlich die plattennahe Kortikalis. Das Problem der Plattendruckosteosynthese liegt eben darin, daß keine zentrale, im Markraum liegende, Fixation angestrebt wird, sondern eine seitliche. Deswegen wäre das eindeutig Beste, Platten immer zu zweit an jeweils gegenüberliegenden Kortikalis anzubringen. Diese Verfahren sind operationstechnisch sehr aufwendig und nicht immer durchführbar. Doppelverplattungen im rechten Winkel ergeben auch schon sehr gute mechanische Stabilität, nach Meinung einiger Autoren liegt der Einwirkungsbereich allerdings hauptsächlich nur in dem zwischen den beiden Platten liegenden Quadranten der Kortikalis (210).

Der Druck, der mit der Platte auf den Knochen gebracht wird, soll den Frakturspalt unter Druck setzen. Dies tut er im Idealfall aber nur bei einem Querbruch oder einer senkrecht zur Knochenachse ausgeführten Osteotomie. Sobald die Frakturfläche nicht senkrecht zur Achse liegt, wirkt nur noch die Komponente des Plattendrucks auf den Frakturspalt, die auf diesen senkrecht steht. Der Rest der Kraft stellt eine den Frakturspalt tangential verschiebende Komponente dar (Abscherung). Es gilt folgende Gesetzmäßigkeit:

Kompressionskraft = Plattendruckkraft $\cdot$ sin (Bruchwinkel).
Mit dem Bruchwinkel (Winkel zwischen Knochenachse und Verlauf der Frakturfläche) ändert sich aber auch die Querschnittsfläche der Frakturoberfläche, die nach einer umgekehrten Sinusfunktion geht:

$$\text{Frakturfläche} = \frac{\text{Fläche einer senkrechten Fraktur}}{\sin (\text{Bruchwinkel})}$$

In eine Formel zusammengerechnet ergibt sich für den interfragmentären Druck bei der Plattenosteosynthese abhängig vom Bruchwinkel:

$$\text{Druck}_{\text{int}} = \frac{\text{Plattenkompression}}{\text{senkrechter Knochenquerschnitt}} \cdot \sin^2(\text{Bruchwinkel})$$

Bruchwinkel	90°	60°	45°	30°
Kraftverlust	0 %	14 %	30 %	50 %
Druckverlust	0 %	25 %	50 %	75 %

Tab. 5: Zusammenstellung von Kraftverlust und Druckverlust bei verschiedenen Bruchwinkeln

Die zur interfragmentären Kraft senkrechte Abscherkraft wächst mit dem Bruchwinkel nach einer Cosinusfunktion:

$$\text{Abscherkraft} = \text{Plattenspannung} \cdot \cos (\text{Bruchwinkel})$$

Sie wird also größer, je schräger der Bruch liegt (39).

Aus diesen Gründen kommen Plattenosteosynthesen nicht als alleinige Fixierungsmittel bei Schrägbrüchen in Frage. Hier stellen Platten nur zusätzliche (aber deswegen durchaus sinnvolle) Stabilisierungsmittel dar. Man benützt die Platten neben der Verwendung als Zuggurtungsmittel auch als Neutralisations- und Abstützplatte. Prinzip einer Neutralisationsplatte ist, bei Trümmerfrakturen, die durch Zugschrauben, Cerclagen etc. im Frakturbereich versorgt sind, die bei Übung auftretenden Kräften über den Trümmerbereich hinweg zu leiten von der einen unbeschädigten Diaphyse zur anderen. Das Prinzip der Abstützplatte ist, die Zone einer primär schwer zu stabilisierenden Fraktur oder einer Spönigosaanlagerung vor dem Zusammenknicken zu bewahren, hierbei wird die Platte also auf Druck beansprucht (147).

Wichtig ist auch, daß die Platte möglichst weit weg vom Drehpunkt einer Fraktur liegt, da sie sonst über die Maßen auf Biegung beansprucht wird und dieser Belastung nicht lange gewachsen sein wird (Abb. 77).

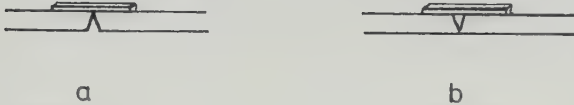


Abb. 77: Lage der Platte zum Drehpunkt einer Fraktur. Bei b) wird ein größerer Abstand erreicht und damit eine geringe Biegebelastung der Platte.

2.4.3.1.2. Vorbiegung der Platten

Um den Kompressionsdruck der Platte auch auf die plattenferne Kortikalis wirken zu lassen, werden die Platten vorgebogen, sodaß sie vor Verschraubung hohl auf dem Knochen aufliegen.

Durch den Umstand, daß die Platte exzentrisch auf das Knochenrohr Kraft ausübt, entsteht ein Drehmoment $M = F \cdot p$. p entspricht praktisch dem Radius des Knochenschaftes $\left(\frac{D + d}{2}\right)$, F der Vorspannkraft. Dieses Drehmoment beansprucht das Knochenrohr auf Biegung. Ist dabei der Abstand p die Entfernung der am stärksten gestauchten oder gedehnten Faser des Knochens von der Knochenachse, so wird die größte durch Biegung hervorgerufene Druckspannung

$$\sigma_1 = p \cdot M/J = p \cdot F \cdot p/J$$

die größte Zugspannung

$$\sigma_2 = p \cdot M/J = -p \cdot F \cdot p/J$$

J ist dabei das auf die Knochenachse bezogene Flächenträgheitsmoment und beträgt bei Röhren $J = 1/64 (D^4 - d^4)$.

Werden jetzt die durch die Vorspannkraft und durch das Drehmoment erzeugten Spannungen unter Berücksichtigung ihres Vorzeichens addiert, ergibt dies die resultierende Gesamtspannung σ_{res} .

Die maximale Druckspannung beträgt

$$\max \sigma_{res} = \sigma_d + \sigma_1 = F/S + p \cdot F \cdot p/J$$

Die maximale Zugspannung beträgt

$$\min \sigma_{res} = \sigma_d + \sigma_2 = F/S - p \cdot F \cdot p/J$$

S bedeutet die Querschnittsfläche der Knochenkortikalis

$$S = \frac{\pi}{4} \cdot (D^2 - d^2)$$

Dadurch verschiebt sich die Neutrallinie der Gewebespannungen um den Abstand a zur plattenabseitigen Kortikalis hin (Abb. 78).

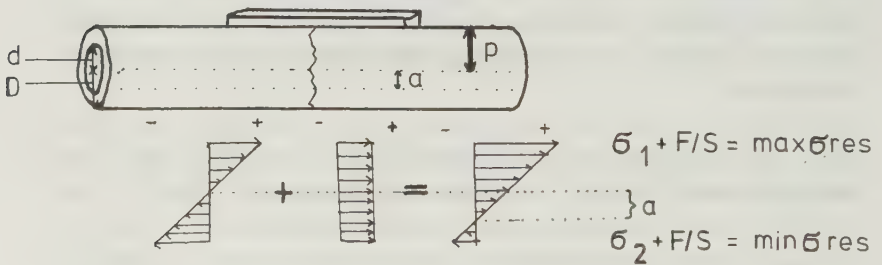


Abb. 78: Verschiebung der Neutrallinie im Knochen durch Anbringen einer Druckplatte um den Abstand a zur plattenabseitigen Kortikalis

Wegen der Kontinuitätsunterbrechung des Knochenschaftes durch Fraktur oder Osteotomie wird das erzeugte Biegemoment nur von der kontinuieritätserhaltenden Osteosynthesplatte aufgefangen, sodaß sich die Platte unter dessen Wirkung durchbiegt und der Bruch- bzw. Osteotomiespalt in sei-

nem plattenabseitigen Bereich somit aufklaffen muß. Da die Höhe des auftretenden Biegemomentes von der Höhe der Spannkraft F und dem Radius p des Knochenrohres abhängt, sind auch Flächenbiegung und die Größe des Aufklaffens der Fragmentspalte eine Funktion dieser Faktoren. Die Durchbiegung f einer Metallplatte ist in der Technik definiert durch den Abstand der Neutralachse von der Verbindungslinie der Plattenenden und wird berechnet nach der Formel von MOHR:

$$f = M/E \cdot J$$

(M = Biegemoment, J = Flächenträgheitsmoment der Platte, E = Elastizitätsmodul der Platte).

Nach den vorliegenden Berechnungen des bei der Anwendung von verspannten Osteosyntheseplatten erzeugten Biegemomentes (Spannkraft mal Radius des Knochenrohres) und der daraus entstehenden Durchbiegung der Platte kann also umgekehrt diejenige Hohlbiegung errechnet werden, die notwendig ist, um einen Fragmentkontakt im gesamten Osteotomiebereich auch nach abgeschlossenem Verspannungsvorgang zu gewährleisten. Die dadurch errechnete Hohlbiegung kann nach abgeschlossenem Spannvorgang jedoch gerade den Kontakt der plattenfernen Kortikalis im Fraktur- bzw. Osteotomiespalt erhalten. Eine elastische Eintauchung der Fragmente in diesem Bereich und eine Sicherung (Federungsreserve) gegen Aufklaffen bei plattenabseitiger Biegung (Abb. 75 c) liegt noch nicht vor. Dies kann nur mit einer noch weitergehenden Hohlbiegung der Osteosyntheseplatte erreicht werden. Ist dabei die ungefähre Höhe der plattenabseitig gerichteten Biegemomente der einzelnen menschlichen Schaftknochen während der Frühmobilisation bekannt, kann auch das Maß der notwendigen Hohlbiegung angegeben werden (36).

Nach Messungen von DIEHL und MITTELMEIER ergibt sich die Hohlbiegung am besten zu $3,5^\circ$. Eine zu kleine Vorbiegung erreicht in der plattenfernen Kortikalis nicht die erwünschte Kompression, eine zu große verhindert das Zusammenrücken der plattennahen Kortikalis. Außerdem wird eine große Hohl-

biegung durch das Verschrauben der Platte mit dem Knochen wieder zurückgebogen (plastisch), was für die die Platten haltenden Schrauben nur eine erhöhte der ohnehin schon großen Belastung darstellt (37).

Analog zur Hohlbiegung bei Platten wird empfohlen, bei Winkelplatten anstatt der Hohlbiegung die Fragmente in einem zur Platte hin offenen Winkel von 3° zu verschrauben (Abb. 79, 41).

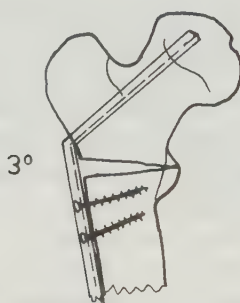


Abb. 79: Erreichung einer "Vorbiegung" bei Winkelplatten durch Verschraubung der Fragmente in einem zur Platte hin um 3° offenen Winkel

Zusammenfassend untersuchte PERREN und HAYES die Kombination von Kompression und Hohlbiegung bei Plattenosteosynthese in Hinsicht auf Biegestabilität. Hierbei kamen sie zu dem eindeutigen Ergebnis, daß gerade diese Kombination in der Lage ist, die Biegestabilität einer Osteosynthese wesentlich zu verbessern. Dies trifft vor allem für jene Fälle zu, bei denen die Platte nicht auf der günstigen Zugseite (Zuggurtung), sondern auf der ungünstigen Biege- seite angelegt werden muß. In Bezug auf die Biegestabilität ist die Kompression allein von eher untergeordneter Bedeutung. Eine Biegestabilität allein durch hohe Kompression zu erzeugen erscheint daher widersinnig, da sehr hohe Kompressionswerte zu einer zusätzlichen Belastung des Knochens und zur Gefahr der Längsfissurierung im Bereich der Schrauben-

löcher führt. Es ist allerdings notwendig, Platten mit hohem Flächenträgheitsmoment zu verwenden, da nur diese, wenn sie eine Hohlbiegung erfahren, auch in der plattenfernen Kortikalis Druck erzeugen können (155).

2.4.3.2. Funktionsprinzip der selbstspannenden Platten

Mit den selbstspannenden Platten wird das Ziel angestrebt, die in Schraubenrichtung wirkende Vorspannkraft in eine in Plattenrichtung wirkende longitudinale Kompressionskraft umzuwandeln. Dies kann prinzipiell erreicht werden durch das Ziehen der Platte in frakturabseitige Richtung. Dieses Ziehen wiederum geschieht entweder dadurch, daß ein konischer Schraubenkopf über eine senkrechte Lochkante abrutscht oder entlang einer schiefen Ebene. BAGBY und JANES brachten 1957 das erstere Prinzip heraus (Abb. 66), es wird heute noch verwendet mit den Halb- und Drittelrohrplatten der AO. Das Abrutschen auf einer schiefen Ebene wurde zuerst von TAMAI und HOSHIKO erarbeitet (Abb. 67), die die Schraube auf einer um 16° geneigten Gleitschiene abrutschen ließen. Dieses Prinzip wird heute verwendet bei der DCP (AO) und den MITTELMEIER-Platten. Das Abrutschen auf der schiefen Ebene hat gegenüber dem auf einer senkrechten Lochkante den Vorteil, daß keine sehr großen Kantenkräfte auftreten, die eine hohe Reibung verursachen und die Umwandlung der Schraubenvorspannkraft in eine longitudinale Kraft um diesen Betrag vermindern. Prinzipiell erfolgt diese Umwandlung nach einer Tangensfunktion (Abb. 80):

$$F_{\text{long}} = F_{\text{Vorsp.}} \cdot \text{tg (Steigungswinkel)}$$

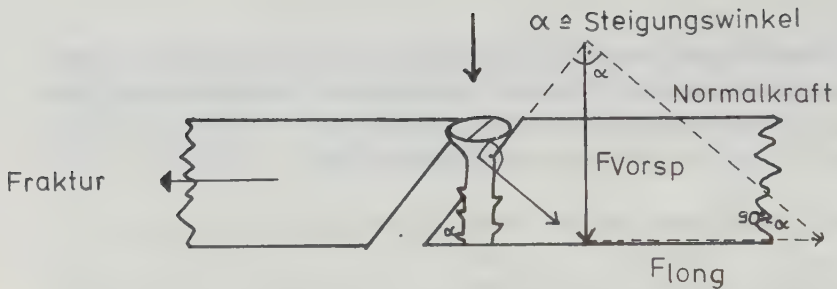


Abb. 80: Umwandlung der Schraubenvorspannkraft in longitudinale Zugkraft bei Gleiten auf schiefer Ebene

Aus dieser Überlegung heraus müßte man den Steigungswinkel möglichst hoch wählen. Andererseits möchte man eine möglichst lange Verschiebestrecke erreichen, da man bei der Operation die Fragmente selten ideal vor Anlage der Platte reponieren kann, und durch eine längere Verschiebestrecke leichter oder überhaupt die Fragmente aufeinander passend bringen kann. Die Verschiebestrecke folgt der Formel

Verschiebestrecke = Schraubeneinsenkung $\cdot \cot$ (Steig.winkel)

Demnach müßte der Winkel möglichst klein sein, um eine längere Verschiebestrecke zu erreichen. Eine lange Verschiebestrecke könnte man auch erzielen, indem man die Platten sehr dick wählt, damit man eine lange Schraubeneinsenkung hat, und dann den Winkel doch steil macht, um hohe Kompressionskräfte zu erreichen. Das widerspricht aber den Bemühungen, die Fremdkörper nicht größer als unbedingt notwendig zu gestalten (80).

Diese Problematik wird wesentlich vereinfacht, seitdem nach Messungen von HESS feststeht, daß die longitudinalen Kräfte eben doch nicht einer reinen Tangensfunktion gehorchen, sondern durch 1. Reibungskräfte und 2. Schraubenbiegungen (nach Meinung MITTELMEIERS) von der theoretischen Formel abweichen (137).

Während man die Reibungskräfte noch in die Formel einbeziehen kann

$$F_{\text{long}} = F_{\text{Vorsp.}} \cdot \text{tg} (\text{Steigungswinkel} - \text{Reibungswinkel})$$

können die Schraubenbiegungen nicht mehr exakt mathematisch erfaßt werden und unterliegen einer empirischen Beobachtung. Diese Messungen von HESS ergaben, daß die Longitudinalkraft anfänglich der Tangensfunktion gehorcht und bei 45° einen Maximalwert erreicht, der dann wieder abfällt bei steigendem Winkel der schiefen Ebene (80, 137).

Somit erscheint es nicht sehr sinnvoll, die Ebenen steiler zu gestalten, da zu einem Verlust der Spannungsumwandlung noch zusätzlich ein Verlust der Verschiebestrecke kommt. Demzufolge sind bei den MITTELMEIER-Platten die Löcher mit einer 45° -Ebene ausgestattet. Über die Neigung der Löcher bei der DCP liegen keine Angaben vor, sie dürfte aber bei 60° liegen (72). Dies würde bedeuten, daß man damit keine sehr großen Verschiebestrecken erzielen kann. Deshalb wurden bei der DCP beide Hälften der Platte mit solchen Spannungslöchern versehen, um den Verschiebeeffekt auf beiden Seiten der Fraktur zu nützen.

Die MITTELMEIER-Platten tragen nur auf einer Seite Spannungslöcher. Man ging von der Überlegung aus, daß Spannungslöcher mit den notwendigen Schraubenvorspannkräften eine Belastung für den darunterliegenden Knochen darstellen. Nachdem gerade Verplattung bei Brüchen im metaphysären Bereich indiziert ist, kann der darunterliegende Knochen gar nicht so hohe Schraubenvorspannkräfte ertragen (s. Kap. Biomechanik der Schrauben in der Osteosynthese). Deshalb liegen auf einer Hälfte der Platte einfache Rundlöcher, mit denen die Platte zuerst auf der metaphysären Seite des Bruches fixiert werden soll. Dazu sind keine hohen Schraubenvorspannkräfte notwendig. Mit der anderen Hälfte der Platte, die dann im diaphysären Bereich liegt mit we-

sentlich stärkerer Kortikalis (die höhere Vorspannungskräfte zuläßt), wird dann allein die Verschiebung und Kompression vorgenommen. Damit eine genügende Verschiebestrecke mit dieser Platte erreicht werden kann, ist sie mit einem Loch von 27° Steigung ausgestattet. Aus geometrischen Gründen entspricht dann die Verschiebestrecke gleich zweimal der Schraubeneinsenktiefe. Dieses Loch wird Streckenspannloch genannt, das 45° -Loch Kraftspannloch. Außerdem tragen die langen Platten und die Hüftwinkelplatten noch ein sog. Adaptationsgleitloch, ein einfaches Langloch, das zur vorläufigen Fixierung der Fragmente bei der Operation dient und Cerclagen oder Haltezangen überflüssig macht. Bei selbstspannenden Kondylenplatten und Hüftwinkelplatten ist der Vorteil der MITTELMEIER-Platten evident, weil hier nur auf einer Seite angespannt werden kann, da die andere Seite im Knochen eingeschlagen liegt (137).

Die Vorteile allgemein der selbstspannenden Platten liegen in der Vereinfachung des Instrumentariums (man benötigt keine Spanner mehr) und in der platzsparenden Art der Applikation. Damit können größere Weichteilverletzungen mit Muskelablösungen vom Knochen vermieden werden. Außerdem ist bei eingeschränkten Platzverhältnissen wie z.B. Oberarm wegen der Kreuzung des N. radialis die Einsetzung wesentlich vereinfacht.

Die AO allerdings empfiehlt nach wie vor, die DCP mit Spanngerät zu benutzen (Abb. 81 b). Hierbei hat die DCP den Vorteil gegenüber der alten AO-Rundlochplatte, daß sie beim Eindrehen der Schrauben den Spannungseffekt vergrößert. Denn bei der alten Platte konnte es passieren, daß durch ein versehentliches Eindrehen der Schrauben um nur wenige μ m auf der Frakturseite des Rundloches die ursprüngliche mit dem Spanngerät erzeugte Spannung im Frakturspalt zum Teil zwischen zwei Schrauben "verbraucht" wird und nur noch der Restbetrag im Frakturspalt wirkt. Vergleichsmessungen von 36 Chirurgen, die mit der alten Platte arbeiteten und

deren Ergebnisse mit Dehnungsmeßstreifen ermittelt wurden, zeigten dann auch, daß mit dem Eindrehen weiterer Schrauben zur ursprünglich von einer Schraube und dem Spanngerät aufrechterhaltenen Spannung manchmal ein weiterer Spannungsanstieg verbunden war, manchmal aber auch ein Spannungsabfall, zum Teil sogar bis zum völligen Spannungsverlust oder sogar mit Aufklaffen des Frakturspaltes (Abb. 81 a, 1).

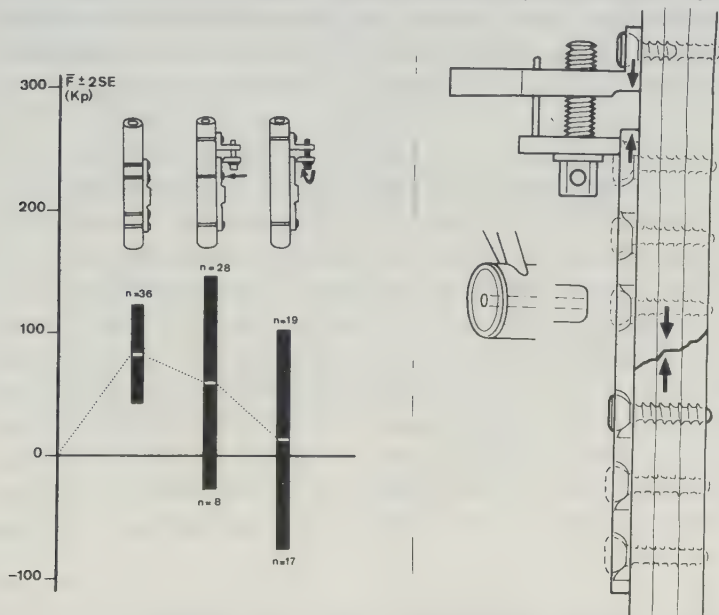


Abb. 81: a) Diagramm des interfragmentären Druckes bei Eindrehen der einzelnen Knochenschrauben bei alter Rundlochplatte (36 Fälle) .

b) Klassische Verwendung der DCP mit Spanngerät

Die AO bietet für ihre DCP mehrere Bohrbüchsen an, Zielgeräte für das richtige Einsetzen der Schrauben. Damit können die Schrauben in die verschiedenen Positionen des Schraubenloches gesetzt werden.

1. Neutrale Position
2. Spannposition
3. Abstützposition

Dies ist durch folgende Konstruktion der Schraubenlöcher möglich: das Schraubenloch besteht aus einem in 60° geneigten Halbzylinder, der in einen horizontalen einmündet. Der horizontale Zylinder wird noch eine kleine Strecke frakturwärts fortgeführt. Der Schraubenkopf besitzt an seiner Unterfläche (Gleitfläche) eine Kugelform, sodaß die Schraube nach dem Kugelgleitprinzip auf dem schrägen Zylinder abrutschen kann. Dabei weist sie wesentlich mehr Kontaktfläche auf zum Schraubenloch als etwa konische Schraubenköpfe auf konisch eingesenkten Langlöchern (Abb. 82 a).

An der Schnittstelle des schiefen mit dem horizontalen Zylinder ist die neutrale Zone. Mit der Neutralbohrbüchse wird die Schraube 0,1 mm frakturabseits von dieser Zone auf den schrägen Zylinder aufgesetzt, sodaß sie nur einen geringen Verschiebeeffect und Selbstspannungseffect erzielt. Nachdem diese Art nur bei Verwendung eines Spann- geräts in Frage kommt, wird auch keine Verschiebung angestrebt, es soll nur die Verminderung der effektiven Spannung im Frakturspalt verhindert werden (Abb. 81 a). Messungen zeigten dann auch, daß durch das weitere Eindrehen von Schrauben auf keinen Fall ein Spannungsabfall im Frakturspalt auftrat, sondern eher noch geringfügige Spannungssteigerungen.

Mit der Spannbohrbüchse wird die Schraube oben am schrägen Zylinder aufgesetzt, um den ganzen Verschiebeeffect auszunützen, der bei ungefähr 1 mm liegt. Somit liegt die Gesamtverschiebestrecke der DCP bei 2 mm, da mit beiden Hälften der Platte angespannt werden kann (Abb. 82 a).

Mit der Abstützbohrbüchse wird die Schraube am frakturseitigen Ende des horizontalen Zylinders eingesetzt, sie verhindert damit ein Zusammenstauchen einer überbrückten Trümmerzone, da sie am weiteren frakturseitigen Abrutschen verhindert wird (Abb. 82 a).

Das Kugelgleitprinzip der DCP erlaubt auch in gewissem Umfang ein schräges Einsetzen der Schrauben, was sich günstig auswirkt bei Verwendung einer Schraube als Plattenfixierschraube und zugleich als Zugschraube für ein abgesprengtes Knochenstück (1, 154).

Nach MITTELMEIER sind die günstigsten Plattenlöcher außer der Neigung um 45° auch noch divergierend und der Kopfunterseite der Schrauben angepasst, da hierbei zum Prinzip der schiefen Ebene noch die Keilwirkung hinzutritt (137).

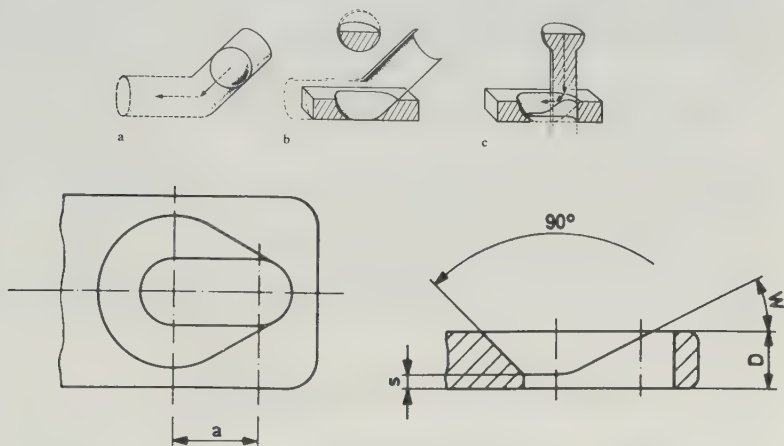


Abb. 82: a) Darstellung des Kugelgleitprinzips der DCP.
An der Grenze von schiefer zu horizontalem
Zylinder liegt die neutrale Zone
b) Prinzip der Schraubenlocharchitektur nach
MITTELMEIER

Die elastische Schraubenverbiegung bei hohen longitudinalen Kräften ist nach MITTELMEIER nicht als Nachteil anzusehen, da sie eine Elastizitätsreserve darstellt (137). Denn nach PERREN (153) sinkt der interfragmentäre Druck durch Knochenumbauvorgänge innerhalb zweier Monate ungefähr auf die Hälfte ab. Auf Grund der hohen E-Module von Knochen und Platte handelt es sich dabei nur um einen Schwund von ei-

nigen /um der Kompressionsstrecke. Dieser biologische Mechanismus mit der Folge des Kompressionsabfalls kann durch diese Elastizitätsreserve der Schrauben abgefangen werden (137).

2.4.3.3. Meßergebnisse der longitudinalen Kräfte bei Druckplatten

1. Spanngeräte	kp	
	min	max
Spanngerät nach MÜLLER	196	237
Scheren-Spanngerät nach KARPF	144	150
Flügel-Schub-Spanner nach MITTELMEIER	172	186

2. Drucklöcher mit verschiedenen Neigungswinkeln

16°-Druckloch mit Inbusschraube	14	21
16°-Druckloch mit Kreuzschlitzschraube	12	21
27°-Druckloch mit Inbusschraube	58	61
27°-Druckloch mit Kreuzschlitzschraube	56	62
45°-Druckloch mit Inbusschraube	88	99
45°-Druckloch mit Kreuzschlitzschraube	87	101
60°-Druckloch mit Inbusschraube	55	60

3. Drucklochkombinationen (Schrauben einzeln nacheinander maximal angezogen)

27° + 45°	Inbusschraube	92	110
27° + 45°	Kreuzschlitzschraube	94	114
27° + 2 x 45°	Inbusschraube	140	156
27° + 2 x 45°	Kreuzschlitzschraube	144	154
27° + 3 x 45°	Inbusschraube	153	180
27° + 3 x 45°	Kreuzschlitzschraube	154	184
27° + 4 x 45°	Inbusschraube	185	210
27° + 4 x 45°	Kreuzschlitzschraube	190	222
27° + 5 x 45°	Inbusschraube	230	250
27° + 5 x 45°	Kreuzschlitzschraube	228	266
27° + 6 x 45°	Inbusschraube	282	308
27° + 6 x 45°	Kreuzschlitzschraube	280	312

4. Drucklochkombinationen (Schrauben wechselseitig etappenweise angezogen)

			kp	
			min	max
27° + 45°	Inbusschraube		98	114
27° + 45°	Kreuzschlitzschraube		98	120
27° + 2 x 45°	Inbusschraube		166	180
27° + 2 x 45°	Kreuzschlitzschraube		160	185
27° + 3 x 45°	Inbusschraube		188	216
27° + 3 x 45°	Kreuzschlitzschraube		182	220
27° + 4 x 45°	Inbusschraube		240	265
27° + 4 x 45°	Kreuzschlitzschraube		235	265
27° + 5 x 45°	Inbusschraube		285	294
27° + 5 x 45°	Kreuzschlitzschraube		282	302
27° + 6 x 45°	Inbusschraube		314	344
27° + 6 x 45°	Kreuzschlitzschraube		315	348

5. Aktiver Effekt der Gleitlochschaube (bei anschließendem Festziehen)

27° + 45°		16
27° + 2 x 45°		12
27° + 2 x 45°		9
27° + 4 x 45°		3
27° + 5 x 45°		-
27° + 6 x 45°		-

6. Passive Haltekraft der Gleitlöcher (beim Lösen der Druckschrauben)

20 64

7. 6-Loch AO-Halbrohrplatte mit symmetrischer Lochanordnung

6 Löcher einzeln	58	65
6 Löcher wechselnd	64	79

8. AO-Drittelrohrplatte (Kleinframentschrauben)

2 Loch	12	14
4 Loch	29	32
6 Loch	34	37

9. Kleinknochenplatten mit Mondsichelprofil (Kleinknochenschrauben)

Kleinerer Typ (8 mm breit)

27°	12	13
45°	17	17
27° + 45°	19	21

Größerer Typ (11 mm breit)	kp	
	min	max
27°	17	19
45°	24	28
27° + 45°	52	57
Haltekraft des Gleitlochs	-	24

Tab. 6: Minimal- und Maximalwerte am menschlichen Knochen (80)

Nach Angaben von PERREN liegt die Kompressionskraft der DCP bei ungefähr 150 - 180 kp (153).

2.5. Werkstoffprüfungen für Osteosynthesedrähte und -nägeln

Die Festigkeit von Osteosynthesen hängt von den Festigkeitswerten der Osteosynthesemittel ab. Zur Ermittlung der mechanischen Eigenschaften von Drähten und Nägeln kommen die genormten Methoden der klassischen Werkstoffprüfung zur Anwendung. Sie werden unterteilt in:

A. Zerstörende (mechanische) Werkstoffprüfung

1. Statische Prüfungen

- Zugversuch
- Warmzugversuch
- Standversuch
- Druckversuch
- Biegeversuch
- Torsionsversuch
- Scherversuch
- Härteprüfung

2. Dynamische Prüfungen

- Dynamische Härtemessung
- Schlagfestigkeitsversuch
- Dauerschwingungsversuche

B. Zerstörungsfreie Werkstoffprüfung

1. Röntgen- und Gammaprüfverfahren
2. Ultraschallprüfung
3. Elektrische und magnetische Verfahren
4. Thermische Verfahren
5. Farbeindringverfahren

C. Metallographische Verfahren

D. Spektralanalysen

E. Korrisionsprüfungen

Die meist durchgeführten Untersuchungen sind bei Drähten Zugversuche und Härtemessungen, bei Nägeln Biegeversuche und Dauerschwingungsversuche.

Als Meßwerte werden ermittelt:

A. Drähte

Durchmesser (mm)	F_1 (kp)
$F_{0,01}$ (kp)	$F_{\max}$ (kp)
$F_{0,2}$ (kp)	Bruchdehnung δ (%)
	Brucheinschnürung ψ (%)

Dabei bedeuten: $F_{0,01}$ die Kraft, bei der eine bleibende Verlängerung des Drahtes um 0,01 % seiner Ausgangslänge zurückbleibt, analog $F_{0,2}$ und F_1 , $F_{\max}$ die Kraft bei Bruch. Die Bruchdehnung und Brucheinschnürung wird in % der Ausgangswerte angegeben. Aus Dehnung und Querschnitt werden die jeweiligen Dehngrenzen σ ermittelt, aus Kraft und Dehnung der E-Modul. σ_{zB} ist die Dehnung bei Bruch (71).

Probe	ϕ	σ_{zB}	$\sigma_{0,01}$	$\sigma_{0,2}$	σ_1	E-Modul	δ	ψ
	mm	$\frac{kp_2}{mm}$	$\frac{kp_2}{mm}$	$\frac{kp_2}{mm}$	$\frac{kp_2}{mm}$	$\frac{kp_2}{mm}$	%	%
Cercl.dr.	0,97	78,5	21	35	-	2,37	44	74
Cercl.dr.	0,99	72	17,15	31	34,4	2,26	45	75
Cercl.dr.	1,19	70	17,5	33,5	36	2,25	54	75
Cercl.dr.	0,8	130	62	115	-	1,6	-	34
Cercl.dr.	1	133,5	58,5	111,5	-	1,65	-	47
Dr.m.Öse	1,2	130	48,5	106	-	1,55	-	37
Dr.m.Öse	1,2	66,5	-	27	-	2,3	70	75
Bohrdraht	1,5	122	57,8	97,5	-	1,6	-	54
Bohrdraht	2	138,5	72	117	-	1,6	-	54
Bohrdraht	2,5	142	47	116	-	1,62	3,6	42

Tab. 7: Ergebnisse der ermittelten Festigkeitskennwerte der Drähte

Die Cerclagendrähte wurden auch geprüft in Hinsicht auf die Haltbarkeit der Ösen.

Probe	Belastung kp	Zeit bis Bruch bzw. Aufbiegen	Bemerkungen
Cercl.dr. mit Öse verfestigt	67	--	verformungs- loser Bruch
Cercl.dr. mit Öse nicht verfestigt	38,3	21 h	nicht auf- gebogen, nicht auf- gebrochen
	40	15 min.	aufgebogen
	45	15 min.	aufgebogen
	50	13 min.	aufgebogen
	55	15 min.	bis auf ei- ne Windung aufgebogen

Tab. 8: Haltbarkeit der Ösen von Cerclage-Drähten

B. Nägel

Durchmesser (mm)

$F_{\max}$ (kp)

Durchbiegung ($^{\circ}$)

$M_{b\max}$ (kpm)

σ_{bB} (kp/mm²)

Härte HV 1 (kp/mm²)

Dabei bedeuten $F_{\max}$ die Kraft bei Bruch, $M_{b\max}$ das Widerstandsmoment, σ_{bB} die Biegefestigkeit bis zum Bruch. Außerdem wurde die Vickershärte bestimmt.

Wie im statischen Versuch, wies auch im dynamischen Wechselbiegeversuch der Original-KÜNTSCHER-Nagel im Vergleich mit anderen gleichkalibrigen Nägeln die höchste Wechselbiegefestigkeit auf. Die vergleichende Untersuchung von Nägeln mit 10 mm $\varnothing$ ergibt, daß ein Verhältnis zwischen KÜNTSCHER-Nagel und den dünnwandigen AO- und Osteonägeln von fast 2 : 1 besteht. Aus diesem Grunde heraus ist nach Meinung des Untersuchers eine Wandverstärkung zu überlegen (12).

Probe	ϕ mm	$F_{\max}$ kp	Durch- biegung (Grad)	$M_{b\max}$ kpm	σ_{bB} kp/mm ²	Härte HV1 kp/mm ²
O. KÜNTSCHER	7	343	54	5,15	245	350
KÜNTSCHER						
anderer Firmen		258	75	3,87	215	376
O. KÜNTSCHER	8	565	64	8,47	206	278
KÜNTSCHER						
anderer Firmen		312	62	4,68	195	333
Osteo		294	46	4,41	184	337
O. KÜNTSCHER	9	604	50	9,06	216	342
KÜNTSCHER						
anderer Firmen		600	40	9,0	196	340
Osteo		362	65	5,43	155	331
O. KÜNTSCHER	10	850	57	12,75	185	333
KÜNTSCHER						
anderer Firmen		580	74	8,7	170	293
Osteo		340	50	5,1	111	276
AO		314	32	4,71	121	277
Osteo	15	550	12	8,25	80	294
AO		410	15	6,15	60	284

Tab. 9: Ermittelte Höchstlast, Durchbiegung, Widerstandsmoment, Biegefestigkeit und Härte an Marknägeln

Diese mechanischen Unterschiede müssen aber nicht unbedingt nur von der Konstruktion der Nägel abhängen, auch Materialverschiedenheiten können solche Unterschiede hervorrufen. Denn die Verwendung einer gleichen Legierung ist nicht gleichbedeutend mit den mechanischen Eigenschaften des Metalls, die sich durch Wärmebehandlung etc. verändern lassen (201).

Trotz dieser Ergebnisse und den sich daraus ergebenden Konsequenzen wird man letztlich aber Prüfungen am Verbund Knochen-Nagel vornehmen müssen, um von den technischen Daten zu biomechanischen Werten zu kommen. Auch bleibt noch zu prüfen, inwieweit mit vorgespannten Verbundsystemen, also Kompressionsnägeln, günstige Werte zu erreichen sind (12).

2.6. Festigkeitsuntersuchungen von Osteosynthesen

Die bisherigen biomechanischen Überlegungen und die technischen Angaben über Werkstoffprüfungen wirken zusammen in dem Verbundsystem Knochen-Implantat. Erst Messungen dieser Verbundsysteme geben echte Aussagen über Wert und Unwert einer Osteosynthesenform.

Untersuchungen der Biegefestigkeit der verschiedenen Osteosyntheseverfahren ergaben (40):

- a) Cerclage bis zu einem Biegemoment von 50 kpcm sichert eine Einfachcerclage, über 50 kpcm lockert sie sich und wird bei 300 kpcm zerstört. Drei Doppelcerclagen sichern den Fragmentkontakt bei Biegemomenten bis zu 100 kpcm.
- b) Zugschraube hiermit kann ein Biegemoment bis zu 300 kpcm ausgehalten werden
- c) Marknagel der Marknagel sichert den Fragmentkontakt nicht, unter Biegelast kommt es zur Distraction der Fragmente
- d) Platte je nach Richtung des Biegemoments sichert die Platte den Fragmentkontakt von 120 - 1700 kpcm (breite Platte) bzw. 80 - 1700 kpcm (schmale Platte)

Untersuchungen der Drehfestigkeit ergaben:

- a) Cerclage die Einfachcerclage ist nicht genügend übungsstabil, die Doppelcerclage nur bei äußerst vorsichtiger Übung (50 kpcm)
- b) Marknagel ohne Ausbohrung der Markhöhle liegen die zur Verdrehung notwendigen Drehmomente bei 1 - 3 kpcm, mit Ausbohren bei 15 - 20 kpcm
- c) Platte breite Platte sichert bis zu 300 kpcm, schmale Platte bis zu 150 kpcm

Osteosynthesen mit Kleinknochenplatten der AO und der MITTELMEIER-Mondsicherplatten ergeben (75):

- AO) Kompressionskraft 8 kp, Biegemoment bis zum Aufklaffen des Frakturspaltes 4 kpcm
- Mondsichelplatten) Kompressionskraft 20 kp, kritisches Biegemoment 10 kpcm

Bei Kleinknochenosteosynthesen an Fingerknochen wird aus Stabilitätsgründen gefordert, die Platten seitlich an den Knochen zu befestigen (85).

2.7. Die Fremdkörperfrage

Die Frage nach der Wirkung von im Körper implantierten Fremdstoffen beschäftigte schon sehr früh die Chirurgen. Nach GLUCK (57) haben schon AUFRECHT 1877 und DEMETIEW 1890 dieses Problem aufgeworfen. BILLROTH schrieb 1870, daß nach seiner und aller von ihm darum befragten Chirurgen Erfahrung die steckenbleibenden modernen Projektilen in den weitaus meisten Fällen, bald früher, bald später Eiterung erzeugten; Einheilung derselben, ohne Eiterung und ohne Schmerzen zu erzeugen, war im Ganzen als eine Seltenheit zu bezeichnen. BAEYER stellte 1910 schon die Forderung auf, daß die implantierten Fremdkörper möglichst nicht porös, sondern kompakt sein sollen, außerdem daß die Oberflächen möglichst glatt sein sollen, um Korrosionsprozessen keinen Anhalt zu geben (3).

Die heute angewendeten Metalle haben natürlich wesentlich bessere Eigenschaften als zur Zeit BAEYERS, und die Fremdkörpereiterung, die rein aseptisch verläuft, kommt praktisch überhaupt nicht mehr vor. Trotzdem sind Veränderungen an den Metallen, wenn auch nur manchmal mikroskopische, sichtbar (164). Was aber viel wichtiger ist, ist die Tatsache, daß auch in dem das Implantat umgebenden Gewebe Veränderungen auftreten durch Ablagerung von Bestandteilen aus den Implantaten. Wir bezeichnen alle Schädigungen des Gewebes und Knochenregenerats, die auf eine Anwesenheit von Allenthesen aus Metallen zurückzuführen sind, als Metallosen.

Dahingehende Untersuchungen des Gewebes in mikroskopischer Sicht ergaben auch je nach verwendeten Materialien histo-

logische Veränderungen. So treten beim Menschen während der Frakturheilung lympho-plasmazelluläre Infiltrate im metallumgebenden Gewebe auf. Bei Verwendung von Stahlimplantaten ist diese Vermehrung größer als bei Legierungen auf Titanbasis. Bei Titanimplantaten ist auch die Lymphozytenstimulation geringer als bei Stahl, was auf eine geringere Aktivierung der Antigen-Antikörperreaktion schließen läßt. Bei den fibrohistiozytären Elementen zeigt sich, daß bei Stahl im metallumgebenden Bindegewebe die Anzahldichte kleiner ist als bei Titan. Dies scheint den cytotoxischen Effekt von Stahllegierungen zu bestätigen (165).

Heute verwendete Materialien zur Osteosynthese sind Edelstähle wie V4a, Kobaltbasislegierungen und Titanbasislegierungen. Alle diese Legierungen zeigen aus metallurgischer Sicht genügende Korrosionsstabilität. Die Eisenbasisstoffe sind im Gegensatz zu Kobalt- und Titanlegierungen relativ leicht zu verarbeiten und deshalb billiger herzustellen. Sie besitzen auch eine hohe mechanische Dauerfestigkeit, E-Modul von 20.000 kp/mm^2 , Härte von 180 kp/mm^2 (weichgeglüht), und eine hohe plastische Verformbarkeit von 55 - 40 % (190).

Die Kobaltbasislegierungen werden hauptsächlich in der Endoprothesenherstellung verwendet, da sie lange Zeit (30 Jahre) korrosionsbeständig sind und in ihren mechanischen Eigenschaften dem Stahl nicht nachstehen, abgesehen von der Dauerfestigkeit (190).

Die Titanlegierungen wiederum sind interessant für die Osteosynthese, da es sich beim Titan um ein gewebefreundliches Material handelt und die Titanlegierungen nur einen ca. 50 % verminderten E-Modul aufweisen, was sich im Hinblick auf die "stress protection" (Kap. 2.8.) günstig auswirkt. So besteht die neue DCP der A0 aus Titanlegierung (154, 190).

Eine neue Methode zur Bestimmung von Metallelementen in dem das Implantat umgebenden Bindegewebe ist die Neutronenaktivierungsanalyse. Das Prinzip besteht aus dem Beschuß des Gewebes mit Neutronen, wodurch aus den Metallelementen radioaktive Isotope werden. Diese werden wiederum an der Art ihrer Strahlung charakterisiert und identifiziert. Gewebe wurde entnommen in 1 - 4 cm Abstand vom Implantat, 12 - 18 Monate nach Vornahme der Osteosynthese. Direktes Kontaktgewebe wurde aus dem Plattenlager entnommen. Unbeeinflusstes Gewebe (Vergleichsgewebe) wurde vor dem Einsetzen des Implantats gewonnen.

Vergleichsgewebe ppm	Kontaktgewebe ppm	V4a-Stahl normiert %	Metallosegewebe ppm	Metallosegewebe normiert
Fe	50	130	66	270
Cr	0,4	19,1	17,5	21
Ni	-	10,8	12,0	-
Mo	0,07	2,3	2,3	2,3
Co	0,02	0,15	-	0,02
Zn	25	1,55	-	11
Sb	0,25	0,09	-	0,19

Tab. 10: Geometrische Mittelwerte der Metallgehalte im implantatnahen Metallosegewebe und Vergleichsgewebe. Vergleich mit den Gehalten im V4a Stahl durch Normierung der Maßzahlen auf Mo = 2,3 ppm

Nach diesen Ergebnissen sind im Metallosegewebe in 1 cm Abstand vom Implantat die Gehaltsverhältnisse aller V4a-Bestandteile anders als im V4a-Stahl selbst. Nickel ist nicht mehr nachweisbar. Die anderen Elemente zeigen eine Gehaltsabnahme, die am stärksten beim Molybdän, geringer beim Chrom und am geringsten beim Eisen ist. Durch die Normierung werden in der Tabelle nur Verhältnisse, keine absoluten Werte dargestellt (188).

Durch Elektronenbeugung und elektronenmikroskopische Röntgenfeinbereichsbestimmungen wurde festgestellt, daß im Zwischenzellbereich des Metallosegewebes Mikrokristallite des V4a-Stahls vorhanden sind, die um einen Faktor 50 - 2500 kleiner sind als die Kristallite im V4a-Stahl selbst. In den Zellen selbst findet man ein Granulat, dessen Elektro-

nenbeugung weder der kristallinen Struktur von V4a-Stahl noch irgendeiner anderen kristallinen Struktur zugeordnet werden kann. Elektronenmikroskopisch erweist sich das Granulat teilweise als amorphe Ablagerung, teilweise als Anhäufung von elektronendichten Granula, die in ihrer Größe und Struktur der Eisenspeicherverbindung Ferritin entsprechen. Im Gegensatz zum Ferritin, das 23 % Eisen enthält, weist das Granulat allerdings einen Eisengehalt von 50 % auf (188).

Aus den ganzen Untersuchungen wurde der Beweis erbracht, daß Allenthesen aus V4a-Stahl korrodieren und offensichtlich zwischen der Aufnahme der Korrosionsprodukte im Gewebe und der Metallosebildung ein Zusammenhang besteht. Das Bestreben des Organismus, die hohen Metallgehalte im Gewebe abzubauen, ist für die einzelnen Implantatbestandteile unterschiedlich und scheint von der Toxizität der Elemente abzuhängen. Dafür spricht insbesondere das Verhalten des Nickels. Seine Gehalte im Gewebe nehmen mit zunehmendem Abstand vom Implantat relativ am stärksten ab. In noch nicht abgeschlossenen Tierexperimenten mit Implantaten aus reinen unlegierten Metallen zeigt es sich außerdem, daß Nickel morphologisch die stärksten metallotischen Gewebeveränderungen hervorruft, wobei sein absoluter Gehalt im Metallosegewebe jedoch relativ gering ist (188).

Auf Grund des Verhaltens von Zink wird diskutiert, daß die Verringerung des Zinkgehaltes im Metallosegewebe auf einer Verdrängung des enzymgebundenen Zinks durch die Bestandteile des Implantats beruht. Das führt zu einer Änderung in den enzymatischen Vorgängen, und diese Änderungen können an der Entwicklung der Metallose mitwirken.

Eine Vermeidung der Metallose läßt sich wohl nur erreichen, wenn für Osteosynthesen besser korrosionsbeständige Materialien verwendet werden (188).

Eine Übersicht über die gebräuchlichsten Legierungen gibt die folgende Tabelle (190):

Edelstähle	Kobaltlegierungen	Titanlegierungen	Reintitan
Al --	--	5,5 - 6,8	--
C 0,03	0,025 - 0,35	--	0,1 - 0,15
Co --	Rest	--	--
Cr 17 - 20	19 - 30	--	--
Fe Rest	0,75 - 3	0,3	0,5
Mn 2	0,15 - 2	--	--
Mo 2 - 4	0 - 10,5	--	--
Ni 10 - 14	2,5 - 37	--	--
P 0,03	0 - 0,15	--	--
S 0,03	0 - 0,01	--	--
Si 0,75	0,15 - 1	--	--
Ti --	0,65 - 1	Rest	Rest
V --	--	3,5 - 4,5	--
W --	0 - 16	--	--

Tab. 11: Zusammensetzungen der in der Osteosynthese gebrauchten Legierungen

Die großen Diskrepanzen bei der Zusammenstellung der Elemente bei den Kobaltlegierungen beruht auf den vielen verschiedenen Kobaltlegierungen wie Vitallium oder Protasul^R.

Nach Messungen von SCHUSTER, der Edelstähle, die für Osteosynthesezwecke gedacht waren, auf ihre mechanischen Eigenschaften wie Härte, Festigkeit und Gefügeveränderungen nach Belastung, ergab sich, daß die geforderten DIN-Normen für Härte weit übertroffen waren, was auf eine Kaltverformung der Implantate hinweist. Man weiß aber, daß kaltverformte Materialien nicht so gut korrosionsbeständig sind als weichverformte. Daher ein Aufruf an die Industrie, nur weichverformte Materialien zu liefern. Die geringeren mechanischen Eigenschaften genügen für die Osteosynthese (187)!

2.8. Das Problem der "stress protection"

Bei jeder Osteosynthese wird die Statik des Knochens verändert. Durch zusätzlich eingebrachtes Osteosynthesematerial wird der Knochenabschnitt stabiler. Dies gilt nicht nur bei der Plattenosteosynthese, obwohl bisherige Untersuchungen, die sich mit diesem Problem beschäftigten, nur die Plattenosteosynthese berücksichtigen.

Nach dem WOLFFschen Gesetz (1892) muß ein Knochen, der nicht mehr den physiologischen Belastungen unterliegt, atrophieren. Ein unter der Platte liegender Knochenabschnitt aber unterliegt nicht mehr den physiologischen Belastungen, da die Platte durch ihren wesentlich höheren E-Modul bei auftretenden Kräften und Biegemomenten sich wesentlich weniger verformen wird als der darunterliegende Knochen. Damit wird der ganze Kraftfluß auch über die Platte laufen, der Knochen wird nicht mehr belastet. Als Folge wird er atrophieren, ein extra dafür geprägter Ausdruck nennt diesen Vorgang Spongiosierung. Dieser Ausdruck ist bildlich gewählt und entspricht der Beobachtung, daß sich die Haversschen Kanäle sinusartig ausweiten, die Zahl der Osteone zurückgeht und die Kortikalis verdünnt ist. Interessanterweise beginnen diese Vorgänge in der endostalen Seite der der Platte kontralateralen Kortikalis, haben aber nach 3 - 4 Wochen die gesamte Kortikalis erfaßt und sind am stärksten ausgeprägt unter der Platte (60).

Diese Vorgänge nehmen ihren Verlauf von endostalwärts nach peripher. Der quantitative Verlust geht auch mit einer Demineralisierung und einer Störung des Kollagenfibrillengefüges einher, das normalerweise einen gerichteten Verlauf hat. Diese Kollagenbündel sind in unterschiedlicher Weise verändert, aus der Oberfläche teils einzeln, teils in Gruppen herausgelöst, rupturiert und knospig geschrumpft. Diese Veränderungen liegen auf der endostalen Seite, auf der subperiostalen Seite weisen die Kollagenbündel mehr einen wahllosen Verlauf auf ohne Schädigung der einzelnen Fibril-

len. Damit ist die verminderte Widerstandsfähigkeit des Knochens auf Biegebeanspruchung erklärt (159).

Es wurde gezeigt, daß diese Umbauvorgänge nicht durch die Fremdkörperreaktion ausgelöst wurden, sondern durch das Verhindern der Einwirkung dynamischer Kräfte auf den Knochen (133).

DIEHL und MITTELMEIER versuchten, die mechanische Ursache der Spongiosierung zu erklären. Dabei schieden die Erklärung, die Kortikalis werde unter der Platte nicht mehr so gut mit Blut versorgt und atrophiere deshalb, aus (hypoxämische Hypothese), ebenso die Erklärung, daß die Platte durch ihren verstärkenden Effekt auf einer Seite des Knochens die neutrale Zone der Biege- und Torsionsmomente, die normalerweise im leeren Medullarraum liegt, auf die Seite der Plattenosteosynthese verlege. Denn dann könnte die maximale Zone der Spongiosierung ja nur in dieser Neutralebene liegen, also niemals direkt unter der Platte, sondern höchstens in der endostalen Seite der plattennahen Kortikalis. Nach den Tierversuchen allerdings reichte die Spongiosierungszone in abnehmendem Maß von der Platte bis zum Markraum. Als einzige Erklärung ergab sich die Reibungsverhaftung der Platte mit dem Knochen, die sich aus den hohen Vorspannkräften ergibt, und den Knochen in seiner Funktion behindert, sodaß er atrophiert. Die Ergebnisse wurden mit Dehnungsmeßstreifen ermittelt. Die Funktionsbehinderung an der plattenfernen Kortikalis ergab sich durchschnittlich zu einem Drittel (min. 20 %, max. 43 %). Direkt unter der Platte ergaben sich Funktionsverluste von 50 - 85 %, was die Theorie der Reibungsverhaftung als Ursache der Spongiosierung erhärtet (38, 42).

Die Messungen von Schlagarbeit und Biegemoment bis zum Bruch und des Elastizitätsmoduls eines Knochens nach Entfernung der Osteosyntheseplatte bei Schafen ergaben Werte, die 32 - 40 % unter der Norm eines nicht verplatteten Knochens lagen. Nach einer 2-monatigen Erhohlungsphase wurden

zwar wieder höhere Werte erreicht, die aber nie den Ausgangspunkt erlangten (95).

Diese "stress protection" mit der Spongiosierung ist als Ursache anzusehen für die ziemlich häufig auftretenden Refrakturen im Osteosynthesebereich nach Plattenentfernung.

Versuche, diesen Effekt bei der Plattenosteosynthese zu verhindern, können gemacht werden durch:

1. Verwendung isoelastischer Platten

Eine solche Platte würde dann durch ihren gleichen E-Modul wie der Knochen diesen nicht mehr in seiner physiologischen Gestaltsänderung bei Belastung behindern. Dieser Lösung steht entgegen, daß eine Platte aus isoelastischem Material entsprechend dem E-Modul-Verhältnis zur Stahlplatte ein zehnmal höheres Flächenträgheitsmoment haben müßte, um zur Fraktur- bzw. Osteotomiesicherung die gleiche Biegesteifigkeit wie eine übliche Stahlplatte aufzuweisen. Dazu müßte eine solche Platte bei gleicher Breite jedoch 2 - 2,5mal dicker als eine gleich steife Metallplatte sein und somit an der unteren Extremität eine Dicke von 8 - 10 mm besitzen. Dieser große Fremdkörper stellt aber den spannungsfreien Wundschluß in Frage. Nach Meinung von DIEHL steht auch im Moment gar kein solches isoelastisches Material zur Verfügung (34). Diese Behauptung stimmt aber nur für homogenes Material. Für eine inhomogene Platte läßt sich eventuell eine sog. isoelastische Platte verwirklichen in der Form von Einbettung orientierter Fasern (z.B. Bor- oder Kohlenstoff-Whisker) in eine Kunststoffmatrix. Allerdings ist der derzeitige Preis sehr hoch (201).

2. Verwendung von Trennscheiben

Man kann die bisher benutzten korrosionsfesten, stabilen und billigen Stahlplatten weiter verwenden, wenn man die schädliche verschiebefeste Verhaftung von Knochen und Platte durch Zwischenlegen einer weichen Trennscheibe verhindert. Dazu eignet sich eine 1 - 2 mm dicke

Silikonkautschukscheibe. Es ist zu erwarten, daß der Knochen unter der Platte damit eine von der Platte unabhängige Gestaltsänderung entsprechend des dem Knochen eigenen Elastizitätsmoduls erfährt. Dabei kann der Funktionsverlust unter der Platte von 85 auf 56 % gesenkt werden. Diese Größenordnung führt nach Meinung DIEHLs zwar immer noch zu einer gewissen Inaktivitätsatrophie, aber nicht zu einer Spongiosierung (34).

Die Vorgänge der Spongiosierung sind auch zeitabhängig. Bei einer Osteosynthese ist also immer ein Zeitoptimum anzustreben, wobei die Frakturstelle bereits konsolidiert sein soll, die Vorgänge der Spongiosierung aber nicht andererseits die ganze Knochenpartie funktionsunfähig gemacht haben dürfen.

2.9. Klinische Erfahrungen mit verschiedenen Verfahren der Osteosynthese

2.9.1. Verplattung

Erfahrungen mit der DCP bei 418 frischen Unterschenkelbrüchen.

Zeitraum von 1966 - 1972, 90 % am Unfalltag operiert.

323 Fälle geschlossene Frakturen, davon 77 % mit sehr gutem Ergebnis, kein schlechtes Ergebnis, 19 Komplikationen:

3mal Osteitis, 2mal Plattenbruch, 10mal verzögerte Heilung, 3mal Pseudarthrose, 1mal Refraktur.

Von den 95 offenen Frakturen zeigten 42 sehr gutes, 42 gutes und 11 ein mäßiges bis schlechtes Ergebnis, Allerdings hätte man bei 2 von 3 schlechten Fällen schon von vornherein amputieren sollen (172).

In von 1959 bis 1971 2062 Fällen wurden Spätkontrollen durchgeführt. Alle waren mit Platten nach der AO operiert, zum Großteil noch mit der alten Rundlochplatte. Die Ergebnisse lagen an der oberen Extremität bei 28 - 70 % sehr gut und

bei 3 - 6 % ungenügend. An der unteren Extremität wurden 22 - 64 % sehr gute Ergebnisse und 1 - 7 % ungenügende erzielt (26).

2.9.2. Marknagelung

Sie ist unbestritten noch immer eine der wichtigsten Methoden der Osteosynthese. Im diaphysären Bereich der langen Röhrenknochen konkurriert sie mit den Platten. Am Oberarm wird auch noch die Bündelnagelung nach HACKETHAL empfohlen, um die schon dünne Kortikalis nicht noch durch das Aufbohren noch weiter zu schwächen (40, 140). Nach FRIEDRICH soll am Oberarm nur die KÜNTSCHER-Nagelung oder Druckplattenosteosynthese durchgeführt werden (52). FERLIC et al. wollen das Indikationsgebiet für den Marknagel beim Oberschenkel auch auf das distale und das proximale Drittel ausdehnen, ebenso auf Stückbrüche (49).

2.9.3. Zugschrauben

Dieses von der AO perfektionierte Verfahren wird viel bei einfachen Schrägbrüchen verwendet, ebenso bei Stückbrüchen in Kombination mit einer Neutralisationsplatte (140).

2.9.4. Bohrdrabt und Cerclage

Wo Verplattung und Nagelung zu aufwendig ist oder nicht möglich, kommt dieses Verfahren nach BÖHLER (gekreuzte Bohrdrähte) oder WEBER (Zuggurtungscerclage) nur Anwendung. So z.B. beim Acromioclaviculargelenk, bei Kindern bei subcapitalen Humerusfrakturen und proximalen Epiphysenfrakturen, Condylenfrakturen, Radiusköpfchenluxationen und -frakturen nach WITT transartikulär, bei Frakturen kleiner Knochen (Hand und Fuß) als Markraumstabilisierung, und natürlich bei Olecranonfrakturen (81, 179). TÖNNIS

empfiehlt, die Patellarfraktur mit einer zweifachen Zuggurtungscerclage medial und lateral des Lig. patellae auszuführen (198). Durch das Einbohren der KIRSCHNERdrähte allerdings entstehen ziemlich hohe Temperaturen (62°C), die nur noch von STEINMANNnägeln (85°C) übertroffen werden (45).

2.9.5. Behandlung von Pseudarthrosen

Nach MÜLLER, der bei Pseudarthrosen der langen Röhrenknochen Zuggurtungsplattenosteosynthese verwendete, sind von 72 Pseudarthrosen im Zeitraum von 1962 - 1968 71 klinisch und röntgenologisch geheilt, 1 Fall persistierte (142). HOLZ und WELLER sehen in der äußeren Fixation einer Pseudarthrose mit dem CHARNLEYSchen Fixateur das Mittel der Wahl (84). Nach SCHMELZEISEN et al. soll bei infizierten Tibiaschaftspseudarthrosen wegen einer Verschleppung der Infektion keine Marknagelung vorgenommen werden. 47 mal wurde der Fixateur nach CHARNLEY angewendet, bei 38 trat knöcherne Vereinigung auf, 6 mußten amputiert werden (180).

2.10. Das Problem des Schenkelhalsbruches

Die Schenkelhalsfraktur ist seit dem 16. Jahrhundert bekannt; sie wurde schon 1822 von COOPER als kaum zu beeinflussende Fraktur bezeichnet und von LANGENBECK 1858 erstmalig operativ angegangen. Noch heute wird sie im englischen Schrifttum als "ungelöste Fraktur" bezeichnet. Daß diese Übertreibung einen wahren Kern hat, zeigen die vielen Veröffentlichungen und Kongresse zu diesem Thema, die im umgekehrten Verhältnis zu deren Erfolgen stehen. Diese haben sich seit der allgemeinen Einführung der operativen Behandlung nicht wesentlich verbessert. Auch die Vielzahl der verschiedenen Implantate zeigt, daß dieses Problem nicht gelöst ist (92).

2.10.1. Biomechanische Überlegungen

Auch beim Schenkelhalsbruch ist das Ziel eine stabile Osteosynthese. Diese ist allerdings nur schwer (oder gar nicht) zu erreichen. Nach PAUWELS teilt man die medialen Schenkelhalsbrüche in drei Typen ein je nach Lage der Frakturlinien. Je steiler die Fraktur liegt, desto schwieriger ist die Stabilität zu erreichen, da eine Belastung der unteren Extremität zwischen Schenkelhals und -kopf als Abscherkraft wirkt. Die physiologische Belastung des Schenkelhalses besteht nicht nur in einer Kompressionsbelastung, sondern hauptsächlich in einer Biege-Zug-Beanspruchung. Dabei wird der Adambogen auf Druck, die kraniale Kortikalis des Schenkelhalses bis über die Trochanterregion hinweg zur lateralen Seite des Femur auf Zug beansprucht. Ein Teil dieses Zuges wird vom Tr. iliotibialis aufgefangen (150).

Wird nun ein Implantat in Längsrichtung des Schenkelhalses eingebracht, so besteht bei Belastung die Gefahr, daß die bisher als Abscherkraft wirkende Komponente nun den auf der Implantatsspitze reitenden Schenkelhalskopf im Sinne einer Varisierung abzuknicken versucht. Dabei wird das Implantat auf Biegung beansprucht. Ist der Adambogen nicht zerstört, kann sich das Kopffragment darauf abstützen (mediale Abstützung), die Chancen einer stabilen Osteosynthese sind wesentlich vergrößert. Bei fehlender medialer Abstützung ergeben sich schwerwiegende Probleme, die auf verschiedene Weise zu klären versucht wurden.

Prinzipiell gibt es drei Möglichkeiten, die Schenkelhalsfraktur mit Osteosynthese zu stabilisieren:

1. Winkelplatten oder Laschennägel, dabei starre oder gleitende (teleskopartige) Konstruktion
2. Konstruktionen, bei denen ein Teil des Implantats in der Markhöhle des Femur liegt
 - a) Y-Nagel nach KÜNTSCHER (zweiteilig)

- b) LEZIUS-, KÜNTSCHER-Steil-, KÜNTSCHER-Kondylen-Nagel
- c) ENDER-Nagel

3. Reine Fixation des Schenkelhalses

- a) Bohrdrathspickung, Zugschrauben
- b) SMITH-PETERSON-Nagel, BÖHLER-Nagel

Die AO empfiehlt Winkelplatten, deren Plattenanteil mit Spanngerät unter Zug gesetzt wird. Bei medialen Brüchen wird zur Verhinderung der Kopfabkippung empfohlen, zwei Zugschrauben kranial über der eingeschlagenen Lasche einzubringen (140). Nach biomechanischen Untersuchungen stellte sich heraus, daß die Kombination Lasche mit Druck hochsignifikant überlegen war den beiden Einzelmethoden und bei jüngeren Patienten eine echte Konkurrenz zur Totalendoprothese darstellte (28). Als mediale Abstützung kann auch eine Halbrohrplatte dienen, die an der Unterseite des Schenkelhalses angebracht wird zusätzlich zur Winkelplatte (140).

Die gleitenden Laschennägel haben das Ziel, bei auftretenden Resorptionen im Bruchspalt den Nagel zurückgleiten zu lassen und damit keine Kippbewegungen des Hüftkopfes zuzulassen. Erste Konstruktionen gehen auf POHL und PUGH zurück. WINTER setzte als Nagelteil eine Zugschraube ein. FORGON konstruierte aus diesem Prinzip heraus eine Modifizierung, indem er als "Lasche" drei Zugschrauben einführte, die in einer Halterung zurückgleiten können. Damit kann anfangs durch die Zugschrauben eine interfragmentäre Kompression erreicht werden, bei auftretenden Resorptionen verschwindet zuerst der Druck, später können die Zugschrauben rückwärts aus ihrer Halterung gleiten und eine "Sperrung" verhindern. Erreichte Kompressionskräfte liegen bei zentraler Lage der Schrauben um 300 - 400 kp, bei exzentrischer Lage um 100 - 150 kp. Bei mehr als der Hälfte der Fälle wird auch tatsächlich ein Zurückgleiten der Schrauben beobachtet (51).

KAESSMANN konstruierte eine axiale Kompressionsschraube, wobei die Schraube in ihrer Halterung am lateralen Rand des Schenkelhalses unter Zugspannung versetzt werden kann. Damit wird der Schenkelhals komprimiert. Nach seinen Berechnungen muß die Kompressionskraft zwischen 80 und 90 kp betragen, was mit seiner Schraube leicht erreicht wird. Sie ergab bei Ausreißversuchen Maximalwerte von 330 kp, minimal 150 kp. Das Gewinde der Schraube soll zentral im Hüftkopf liegen, der nach seiner Messung 230 kp/cm^2 aushalten kann. Die Randbezirke der Hüftkopfspongiosa ertragen nur Drucke von $7 - 24 \text{ kp/cm}^2$ (90, 91).

Genaue Analysen der Biomechanik ergaben auch in der Arbeit von KAUTE et al., daß ein Kompressionsnagel für die Schenkelhalsbrüche die beste Lösung darstellte (92).

Bei sehr alten Patienten bietet sich auch die Möglichkeit von Verbundosteosynthesen an. SCHEUBA führte sie zuerst mit einem einfachen Dreilamellennagel aus (178), die AO empfiehlt sie mit einer 130° -Platte (140), RITTER et al. mit einer 95° -Kondylenplatte, mit der nach eigenen Angaben keine Plattenbrüche mehr auftraten (169).

HILDEBRANDT verwendet bei pertrochanteren Frakturen anstatt der 130° -Platte die 95° -Kondylenplatte, sobald der Adambogen nicht zerstört oder rekonstruierbar ist. Wenn es nicht gelingt, eine mediale Abstützung zu schaffen, ist die Osteosynthese nicht stabil (trotz massiver Implantate) (82).

Auch in der Gruppe mit teilweiser intramedullärer Fixation gibt es verschiedene Methoden, die mehr oder weniger gebraucht werden.

KÜNTSCHER-Steilnagel:

Dieser von der Mitte der lateralen Kortikalis bis in den Schenkelhals vorgetriebene gerade Nagel wird heute nicht mehr verwendet, da sich ein Herausgleiten des Nagels nicht vermeiden läßt. Immerhin ergaben Messungen, daß durch die Abstützung des Nagels auf der unteren Schenkelhalskortikalis (Adambogen) eine zehnmal höhere Tragfähigkeit erreicht werden konnte als durch andere Stellungen. Nach einer Umfrage von KROENER zeigten von 39 medialen Schenkelhalsfrakturen 29 ein sehr gutes bis gutes Resultat (105).

KÜNTSCHER-Y-Nagel:

KÜNTSCHER selbst bezeichnete diesen Begriff schon als groß und kompliziert, und auch die Modifikation des Y-Nagels konnte dies nicht verändern (88). Nach KAUTE et al. soll er heute nicht mehr angewendet werden, da sich Mikrobewegungen zwischen den einzelnen Metallteilen nicht verhindern lassen und durch die extrem hohen Kantenkräfte bei diesen Bewegungen Beschädigungen des Materials unausweichlich sind, was im Hinblick auf die Korrosion ungünstig ist. Nach GRUBER und WOLFERS allerdings ist der Y-Nagel beim Trümmerbruch in der Trochanterregion indiziert (64, 92).

KÜNTSCHER-Kondylennagel:

Der Kondylennagel wird vom medialen Kondylus des Femur bis in den Schenkelhals vorgetrieben, wobei der Nagel einen leicht gekrümmten Verlauf nimmt. Er stützt sich ab in der Mitte der lateralen Kortikalis, am Adambogen und mit seiner Spitze in der Hüftkopfspongiosa. Am Kondylus wird er mit einem Verriegelungsbolzen am Herausgleiten gehindert. Sein Vorteil liegt in der einfachen Applikation. Da der Nagel nach GRUBER und WOLFERS entsprechend der Kraftlinien bei physiologischer Belastung im Femur liegt, sind ideale Bedingungen geschaffen für ein flächenmäßiges Zusammendrücken der Frakturflächen. Bei mehr vertikalen Bruchlinien (Typ PAUWELS II - III) tritt noch zusätzlich ein günstiger Verkeilungseffekt ein (64).

Rundnagelung nach LEZIUS-HERZER:

Der LEZIUS-Nagel wird von der Mitte der medialen Kortikalis bis in den Schenkelhals vorgeschlagen; daher ist er stark gekrümmt. Er findet seine Abstützung an der lateralen Kortikalis und an dem unteren Rand des Adambogen. Der überstehende, bis in den Hüftkopfkern reichende freie Anteil des Nagels ist der eigentlich tragende Hebelarm, der auf Biegung belastet wird.

Legt man die klassischen Untersuchungen über den Gang des Menschen zu Grunde, so wirkt auf den Schenkelkopf des Standbeines eine statische Druckkraft von 170 kp, in der Mitte der Standbeinperiode durch zusätzlich auftretende dynamische Vertikalkomponenten bis zu 200 kp. Diese Funktion muß ein Osteosyntheseimplantat bei einem Trennbruch übernehmen.

Die Beanspruchungen des Implantats lassen sich in folgende Posten unterteilen:

- a) Druckkräfte
- b) Biegemomente
- c) Querkräfte

a) Die Druckkräfte im pertrochanteren Bruchspalt lassen sich aus der den Schenkelhals treffenden axialen Komponenten der PAUWELSSchen Resultanten berechnen

$$F = 200 \cdot \cos 14,4^\circ = \text{ca. } 194 \text{ kp}$$

Bei der planimetrisch bestimmten Querschnittsfläche des LEZIUS-Nagels von 10 mm^2 entspricht dies einer Druckbelastung von

$$= \frac{194}{10} = 19,4 \text{ kp/mm}^2$$

Nachdem selbst einfacher Baustahl Belastungen aushält bis zu diesen Werten, ist für den Rundnagel keine Gefährdung zu erwarten.

b) Das maximale Biegemoment, das den LEZIUS-Nagel selbst bei fehlendem medialen Kontakt trifft, errechnet sich aus der biegenden Teilkomponenten aus der PAUWELSSchen Resultanten und dem wirksamen Hebelarm

$$M_{bmax} = 200 \cdot \sin 14,4^{\circ} \cdot 1 = \text{ca. } 0,25 \cdot 200 \cdot 5,2 = 260 \text{ kpcm}$$

Errechnet man das Widerstandsmoment des Rundnagels aus seinem Halbrohrprofil, so ergibt sich ein Wert von $W_b = 0,022 \text{ cm}^3$. Die Biegespannung, der ein LEZIUS-Nagel unterliegt, ergibt sich aus dem Quotienten Biegemoment : Widerstandsmoment

$$b = \frac{M_{bmax}}{W_b} = 260 : 0,022 = 11818 \text{ kp/cm}^2 = 118,18 \text{ kp/mm}^2$$

Da der best vergütete Stahl nur Biegespannungen von 50 - 100 kp/mm^2 zu tragen in der Lage ist, kann bei voller Belastung der Extremität Implantatverformung und Nagelbruch eintreten. Bei vorsichtiger Übungsbehandlung allerdings ist der LEZIUS-Nagel den Belastungen gewachsen.

c) Die Querkraft, die den Nagel im Frakturspalt belastet, errechnet sich aus:

$$F = 200 \cdot \sin 14,4^{\circ} = \text{ca. } 50 \text{ kp}$$

Dividiert durch den Nagelquerschnitt ergibt sich eine Schubspannung von 5 kp/mm^2 , eine Belastung, die leicht ausgehalten wird (Baustahl 7 - 12 kp/mm^2).

Somit ist die Biegespannung die begrenzende Größe beim LEZIUS-Nagel. Implantatbrüche treten aber durch die sehr günstigen Verhältnisse beim Rundnagel im Vergleich zu anderen Schenkelhalsimplantaten wesentlich seltener auf (Gefährdung 1⁰/100). Die Biegespannungen sind im Vergleich zum Dreilamellenagel, der 130⁰-Platte und der Kondylenplatte geringer und weisen ein Verhältnis auf von 1 : 1,6 : 1,8 : 2,7 (197).

Eine neuere Methode stellt die Fixierung der Schenkelhalsfraktur mit elastischen Rundnägeln nach ENDER dar. Die ENDER-Nägel stellen praktisch eine Synthese aus HACKETHALscher Bündelnagelung und des Kondylennagels nach KÜNTSCHER dar. So werden die Rundnägel über dem medialen Kondylus eingeschlagen und bis zum Schenkelkopf vorgetrieben. Nach BÖHLER et al. wurden früher noch nie so gute und einfach zu erzielende Resultate erzielt (16).

Vergleichende Untersuchungen verschiedener Fixationsmethoden bei Schenkelhalsfrakturen Typ PAUWELS III ergaben, daß starre Nägel mit Verankerung am Oberschenkelschaft solchen ohne Verankerung deutlich überlegen sind. Ebenso günstig verhalten sich Gleitkonstruktionen. Multiple Fixationen zeichnen sich durch hohe Elastizität aus. Geprüft wurde mit statischen Belastungsversuchen, gemessen die Kopfabweichung in 1/100 mm während und nach dosierten Belastungen. Auf Grund dieser Ergebnisse kann der Schluß gefolgert werden, daß sämtliche Methoden den Belastungen im Stand gewachsen sind, nicht jedoch denjenigen beim Gang (68).

Die Bohrdrahrtspickung, zuerst ausgeführt von HAUCK und BAKO, wird häufig noch angewendet, hauptsächlich bei lateralen Frakturen. Nach theoretischen Überlegungen müßten die Drähte alle auf den Gelenkmittelpunkt im Hüftkopf zentriert sein, um die auftretenden Kräfte abzufangen. Dies ist aber praktisch nicht möglich, da für acht bis zehn Bohrdrähte, die aus verschiedenen Richtungen kommen und mit ihrer Spitze in diesem Punkt liegen sollen, kein ausreichender Platz vorhanden ist. Deshalb wird empfohlen, die Drähte möglichst gut auf den Hüftkopf zu zentrieren, so, daß die Bohrdrahrtspitzen knapp aneinander vorbeigleiten. Der von den Bohrdrähten gebildete Kegelmantel, mit seiner Spitze im Hüftkopfkern, soll einen möglichst großen Öffnungswinkel aufweisen, weil damit die Basis der Einbohrstellen verbreitert wird. Zur Erhöhung der Reibung der einzelnen Drähte wird diskutiert, ob man die Drähte nicht mit einem feinen Gewinde versehen soll. Dies widerspricht aber dem Grund-

satz, Osteosyntheseimplantate möglichst glatt zu halten (27).

Auch die Doppelbolzung, die von BAUER erstmals angewendet wurde, ergibt nach KOPP ausreichende Stabilität gegenüber der Einzelbolzung. Dabei soll der basal liegende Bolzen noch zusätzlich mit einer Stellschraube, die im 45° -Winkel zum Bolzen steht, an der subtrochanteren Kortikalis fixiert werden (101, 102).

ECKE et al. empfehlen, einen Lascheninagel mit V-Profil an der Lasche so einzuschlagen, daß die Spitze der Lasche in den Knorpelüberzug des Hüftkopfes hineinragt, also röntgenologisch aus dem Schenkelhalskopf in das Gelenk vorsteht. Die Gefahr eines Eindringens in das Gelenk ist nach Meinung von ECKE nicht gegeben. Bei Resorptionen im Bruchstellenbereich reitet der Hüftkopf auf der Lasche und wird bei Belastung auf das distale Fragment gepreßt. Dies ist nur möglich, weil der Hüftkopf an seiner Spitze bereits durchbohrt ist und frei auf der Lasche beweglich sitzt. Wenn der Hüftkopf nicht durchbohrt ist, bleibt er bei Resorptionen im Bruchspalt auf der Spitze der Lasche liegen, die Lasche "sperrt". Nach Angaben ECKES läßt man die Laschenspitze bis zu einem cm aus dem Hüftkopf herausragen (43).

2.10.2. Klinische Erfahrungen mit Schenkelhalsosteosynthesen

- a) Bohrdrahtspickung: Im Prinzip ist diese Methode unstabil, aber risikolos. So wurden von 53 Fällen einer pertrochanteren Fraktur 30 mit Spickdrahtung versorgt von 1968 - 1970. Von insgesamt 33 operierten Fällen überlebten 26, davon waren 25 gehfähig. Komplikationen traten keine auf, 4 mal verkleinerte sich der CCD-Winkel auf 120° , zweimal auf 90° (132).

Nach BRÜCKNER werden 10 - 12 Drähte gelegt (parallel), nach sechs Tagen mit Übung begonnen, nach 5 - 6 Wochen mit Belastung (24).

- b) Steilnagel nach KÜNTSCHER: Bei 116 medialen Schenkelhalsfrakturen der Typen PAUWELS I (19), II (49), III (48) im Zeitraum von 1957 - 1967 traten folgende Komplikationen auf:

Komplikation	Typ I	Typ II	Typ III
Pseudarthrose	2	5	8
Kopfnekrose	1	6	10
Pseudarthrose + Kopfnekrose	0	3	6

Tab. 12: Komplikationen bei der Steilnagelung nach KÜNTSCHER, nach PAUWELS-Typen aufgeschlüsselt

Beim Typ III traten also in 50 % der Fälle Komplikationen auf (2)

- c) Kondylennagel nach KÜNTSCHER: Von 113 Patienten konnten 62 % gehfähig entlassen werden, 18,6 % verstarben innerhalb der ersten postoperativen Woche, später noch einmal 19,5 % wegen schlechten Allgemeinzustandes etc. (64).
- d) LEZIUS-Nagel: 354 Fälle von 1952 - 1968 operiert, 66 verstarben in der Klinik (18,6 %), von 130 Nachuntersuchten 1 - 16 Jahre nach der Operation zeigten 121 sehr gutes bis gutes Ergebnis, 6 mäßiges und 3 schlechtes Resultat (163).
- e) ENDER-Rundnagel: Von 217 wurden 203 operiert. Nur 10,3 % verstarben, bei 3,9 % kam es zu einer oberflächlichen Infektion der Nageleinschlagstelle. Die durchschnittliche Dauer des Krankenhausaufenthaltes betrug 18 Tage (16).
- f) Winkelplatte der AO: Von 106 im Zeitraum 1964 - 1967 operierten Fällen konnte das Auftreten von Pseudarthrosen von 16,1 % auf 6,14 % gesenkt werden, die Operationsletalität betrug nur 7,5 %. Insgesamt traten 25 Komplikationen auf: 12 Kopfnekrosen, 4 Pseudarthrosen, 2 Infekte (104). Nach STÜHMER und PELET waren von 20 Nachuntersuch-

ten 17 subjektiv zufrieden, objektiv waren 14 Fälle als gut zu bezeichnen (195).

g) Kondylenplatte der AO: Von 44 operierten Fällen wurden 21 nachuntersucht. 18 waren subjektiv zufrieden, objektiv gut waren 16. Die Kondylenplatte soll dabei nur bei subtrochanteren Frakturen Verwendung finden und nur in den Fällen, wo in das proximale Fragment die oberste Fixierungsschraube zusammen mit der Klinge zu liegen kommt (195).

h) Verbundosteosynthesen: SCHEUBA operierte bis 1966 schon 49 Patienten, wovon 7 verstarben. Er setzte nur in das noch weiche Kunstharz einen einfachen Dreilamellennagel ein (178).

Nach MUHR bestand bei 217 Fällen einer Verbundosteosynthese eine Letalität von 22 %. Der stationäre Aufenthalt wurde von 22 auf 14,9 Tage gesenkt. Komplikationen traten auf: 7 mal Instabilität oder Plattenbruch, keine Pseudarthrose. Von 96 Nachuntersuchten waren 57 schmerzfrei, 35 hatten gelegentlich Schmerzen, 4 Dauerschmerzen. 87 waren allein gehfähig (143).

i) Winkelplatten bei intertrochanteren Osteotomien: 343 Fälle wurden mit Winkelplatte, Kinderhüftplatte und Kondylenplatte behandelt. Es traten auf: 18 mal Sekundärheilung, verzögerte Ossifikation 18 mal, 7 mal Pseudarthrose, 6 mal Plattenbruch, primäre Instabilität 38 mal, 44 mal Fehlen des Druckes (34 mal ohne Folgen) (83). Nach dieser Arbeit von GROH et al. konnten bei intertrochanteren Osteotomien bei Kindern mit Verwendung von selbstspannenden Winkelplatten in 672 Fällen 80 % nach dem Ausgipsen nach 6 Wochen belastet werden. Postoperative Infektionen traten in 0,5 % der Fälle auf, Schädigungen des Knochens durch Sägen ohne Kühlung in zehn Fällen (63).

2.11. Neue Wege in der Knochenbruchbehandlung

2.11.1. Die Knochenbruchbehandlung mit elektrischem Strom

a) Wechselstrom

In Tierversuchen konnte gezeigt werden, daß:

1. Um die implantierten Elektroden deutliches Knochenwachstum in den Markhöhlen auftrat.
2. Die Knochenbildungsrate abhängig von verschiedenen Übertrager Elektroden war. Um dickere Elektroden konnte kräftigeres Knochenwachstum nachgewiesen werden.
3. Die Erhöhung der Feldstärke über einen bestimmten Wert hinaus zu einer Hemmung des Knochenaufbaus führte.
4. Elektrische und magnetische Felder im Knochen anscheinend verschiedene Wirkungen haben; die Applikationen elektrischer Felder bewirkte stärkere Knochenbildung, die magnetischen Wechselfelder erhöhten hauptsächlich die Durchblutungsrate des betreffenden Knochenstücks.

Als Elektroden wurden die Schrauben der Plattenosteosynthese gebraucht, die am Schraubenkopf mit einer Isolierschicht von der Platte elektrisch getrennt waren. Auch ein Marknagel kommt als Elektrode in Frage.

An 121 Patienten mit Pseudarthrosen, Frakturheilungsstörungen, Spontanfrakturen und Knochencysten wurde diese Methode von LECHNER angewendet, nur 16 mal trat kein befriedigendes Resultat auf. Die Behandlung erfolgte 4 - 6 Stunden täglich während 4 - 8 Wochen (119).

Auch TÄGER mißt der Wechselstrombehandlung viel Bedeutung zu. Hauptsächlich bei Osteotomien, und hier wieder bei intertrochanteren zum größten Teil, zeigten alle 82 Fälle gutes Resultat, nachdem zweimal bei einer Unterarmosteotomie zunächst Heilungsstörung eingetreten war, die aber am Schluß doch knöchern konsolidierten (196). Nach neuesten Untersuchun-

gen sollen gerade Pseudarthrosen des os naviculare, die oft selbst intensiver Therapie trotzen, besonders gut mit Wechselstrombehandlung in den Griff bekommen werden (209).

Das Prinzip des Stromübertragers entspricht einem Transformator, die Primärinduktivität besteht aus einer der äußeren Körperform angepaßten Spule, die über die Fraktur- oder Osteotomiestelle angelegt wird. Die Sekundärinduktivität wird im Frakturbereich implantiert, sie ist in das Stützelement integriert (119).

Der Knochen zeigt wie auch andere kristalline Stoffe den piezoelektrischen Effekt, d.h. daß er auf Belastungen und Biegungen mit Entwicklung kleiner gerichteter Spannungen reagiert. Ob diese Potentiale die Ursache der Transformation im Sinne WOLFFs sind, ist nicht geklärt. Immerhin könnte man damit die Knochenneubildung um eingesprossene Knochengefäße herum durch das Pulsieren des Gefäßes und den damit entstehenden Potentialen erklären.

Mit der Applikation von Wechselströmen will man jedenfalls diesen bei physiologischen Belastungen entstehenden Piezoeffekt imitieren. Die applizierten Potentiale schwanken zwischen 100 und 500 mV, wobei sich Stromdichten entwickeln von $1 - 2 \mu\text{A}/\text{mm}^2$ der Elektrodenoberfläche (103).

b) Gleichstrom

Im Prinzip geht die Behandlung mit Gleichstrom von der selben Idee aus. Denn wie gezeigt werden konnte, läßt sich bei Biegung eines Knochens die konkave Seite gegenüber der konvexen negativ auf. Die konkave Seite ist bekanntlich die Stelle des Knochenaufbaus, somit müßte bei Gleichstromapplikation am Knochen an der Kathode Knochenaufbau stattfinden. Dies konnte auch im Tierversuch gezeigt werden. Verständlich ist, daß auf der Seite der Anode lytische Veränderungen auftraten (8, 103).

Über den Wert der Gleichstrombehandlung herrschen allerdings verschiedene Meinungen vor. Während WEIGERT sich sehr dafür einsetzt (207), sieht BAUER et al. nur immer wieder auftretende Infektion und verzögerte Bruchheilung gegenüber einer nicht mit Gleichstrom behandelten Kontrollgruppe (8, 9).

2.11.2. Erste Ergebnisse einer Osteosynthese mit Ultraschall

Es wird versucht, mit Hilfe von Ultraschall einen "Knochenzement" aus Kunststoffkleber (Cyanacrylat) und Knochenmehl auszuhärten und zur Vereinigung von Knochenfragmenten zu verwenden. Ein echtes Verschweißen - also eine Verschmelzung - eines lebenden Materials ist nicht möglich. Es handelt sich vielmehr um einen Klebevorgang, wobei das Kunststoffkleber-Knochenmehlgemisch manschettenförmig um die beiden zu verbindenden Knochenfragmente aufgetragen wird. Durch die Applikation von Ultraschall auf dieses Gemisch wird die Polymerisation des Kunststoffklebers unter beträchtlicher Temperaturentwicklung auf Zeiteinheiten unter 1 min beschleunigt. Gleichzeitig soll der "Zement" einige μ m in das Knochengewebe eindringen und sich mit dem Kollagen des Knochens verbinden. Die Knochenmehlpartikel sollen dabei als Armierung dienen. Die Schweißnaht soll während des osseären Heilungsvorganges vom Körper abgebaut und die Metaboliten ausgeschieden werden.

Die Manschette hatte in den Vorversuchen an Kaninchen eine Dicke von 1 mm, umfaßte die ganze Knochenzirkumferenz oder $2/3$ davon und erstreckte sich je 5 mm von der Osteotomiestelle. Darauf wurden die Knochen auf Biegung belastet. Bei Nichtaufrauung der Kontaktfläche Manschette-Knochen schlüpfte bei Biegung das Knochenfragment wie ein Finger aus einem Handschuh aus der Manschette heraus, bei Aufrauhen bestimmte der Bruch der Manschette den Grenzwert der Biegebelastung. Sie lagen bei durchschnittlich einem Drittel der möglichen Biegebelastung eines unversehrten Knochens (Bruchenergie : 25,3 % - 46,6 % eines unversehrten Knochens) (166).

2.11.3. Verlängerungsosteotomien mit kontinuierlicher Verlängerung

In einem Marknagel kommt zwischen zwei Verriegelungsbolzen proximal und distal der Osteotomie ein hydraulischer Zylinder zu liegen, der über einen äußeren Druckgeber verlängert werden kann und somit über die Verriegelungsbolzen die Osteotomie auseinander drängt. Sofortige Belastbarkeit und Verminderung der Infektionsgefahr durch Wegfall äußerer Spanner und Fortfall von Korrekturingriffen sind nach GÖTZ und SCHELLMANN die Vorteile dieser Methode (58). Nach WAGNER (1971) konnte man schon Verlängerungsosteotomien über 4 cm Länge durchführen mit seinem äußeren Distraktor, der im Prinzip einen äußeren Feststeller darstellt mit Verlängerungsmöglichkeit, wobei die Verlängerungsstrecke jederzeit nachgestellt werden konnte. Damit kann die aus Nerven- und Gefäßdehnungsgründen bei der Operation hergestellte primäre Verlängerung von 4 cm später vergrößert werden (84). Diese Methoden sollen die oft verwendeten Plattenimplantate, die 1. keine allzugroße Distraction der Fragmente und 2. eine große Materialbelastung der Platten selbst bei Biegung aufzeigen, ablösen (185).

Auch mit der Extensionsbehandlung im Drahtzugbügel kann bei Verlängerungsosteotomie nur eine Distraction von 4 - 5 cm erreicht werden (208).

2.11.4. Verwendung von autoplastischen Knochenspänen als Osteosynthesenplatten unter Druckanwendung

Die Idee, Knochenspäne bei Frakturen einzusetzen, ist sehr alt. Schon LEXER hat diese Technik perfektioniert. SCHUHMACHER und BUCHMANN allerdings schnitzen aus dem Knochen span eine Osteosyntheseplatte mit Schraubenlöchern, die von einem Spanngerät (MÜLLER) unter Zug gesetzt wird und damit wie eine metallische Osteosyntheseplatte eingesetzt wird. Festgemacht wird die Platte mit Kortikalisschrauben 3,6 mm Ø.

Ein Vorteil liegt sicher darin, daß durch denselben E-Modul zwischen Platte und Knochen das Problem der stress protection vereinfacht ist (185).

2.11.5. Tierversuche mit einer elastischen Platte

Eine an den Enden der Schraubenlöcher starre Platte trägt in der Mitte einen Federkern mit torsionsfester Konstruktion. Mit dieser Platte wird eine Osteotomie überbrückt an Hundefemora. Die Federsteifigkeit einer solchen Osteosynthese liegt nur 30 % über der Federsteifigkeit des bloßen Knochens, während der Verbund starre Platte-Knochen 140 % mehr Federsteifigkeit aufweist. Der Federkern soll bei unvermeidlichen in den Schraubenlöchern auftretenden Resorptionen trotzdem die Spannung aufrecht erhalten. Dabei konnte ein Unruhecallus auf der elastischen Plattenseite nicht beobachtet werden, auf der starren Seite aber eine Verdünnung und Porose der Kortikalis, während sie im elastischen Bereich weitgehend unversehrt blieb (75 % erhalten). Die primäre Knochenvereinigung war nicht gestört (212).

Literaturverzeichnis

1. Allgöwer, M., Kinzl, L., Matter, P., Perren, S.M., Rüedi, T.:
Die Dynamische Kompressionsplatte DCP.
Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1973
2. Bähr, R., Wenzel, R., Weyand, F., Koslowski, L., Kuner, E.H.:
Die Behandlung der medialen Schenkelhalsfraktur.
Mschr. Unfallh. 74, 140 (1971)
3. Baeyer, H.:
Fremdkörper im Organismus.
Bruns' Beitr. klin. Chir. 70, 100 (1910)
4. Bakó, E.:
Die Schenkelhalsdrahtung pertrochanterer Brüche.
Chirurg 17/18, 358 (1947)
5. Bakó, E.:
Erwiderung zu Hauck.
Chirurg 19, 380 (1948)
6. Baud, B.:
Coxa vara als Komplikation von fächerförmigen Drahtfixationen pertrochanterer Femurfrakturen.
Chirurg 26, 468 (1955)
7. Bauer, K.H.:
Kurzer Beitrag zum Schenkelhalsproblem, besonders über die Heilung der Schenkelhalspseudarthrose durch Doppelbolzung.
Zbl. Chir. 68, 2239 (1941)
8. Bauer, U., Kinzl, L., Wolter, D.:
Untersuchungen zur Knochenbruchheilung unter Einfluß von elektrischem Gleichstrom.
Z. Orthop. 112, 402 (1974)
9. Bauer, U.:
Erwiderung zur Stellungnahme M. Weigert: Untersuchungen zur Knochenbruchheilung unter Einfluß von elektrischem Gleichstrom.
Z. Orthop. 113, 290 (1975)

10. Becker, F.:
Über eine neue Form der Schenkelhalsnagelung.
Chirurg 20, 640 (1949)
11. Biehl, G.:
Histrosische Entwicklung der Plattenosteosynthese.
MOT 94, 43 (1974)
12. Biehl, G.:
Gestaltsfestigkeitsuntersuchungen an Osteosynthese-
Drähten und -Nägeln.
MOT 95, 63 (1975)
13. Birkenfeld, R.:
Entkalkter Knochennagel.
Chirurg 2, 96 (1930)
14. Block, H.:
Die normale und gestörte Knochenbruchheilung.
Enke Verlag, Stuttgart 1940
15. Blount, W.:
Knochenbrüche bei Kindern.
Thieme Verlag, Stuttgart 1957
16. Böhler, J., Ender, H.G., Böhler, N.:
Erfahrungen mit der percutanen intramedullären Fixation
perthrochanterer Frakturen mit elastischen Rundnägeln
nach Ender.
Mschr. Unfallh. 78, 361 (1975)
17. Böhler, L.:
Die Technik der Knochenbruchbehandlung.
Maudrich Verlag, Wien 1929, 1. Auflage Bd. 1
18. Böhler, L.:
Operative Behandlung der Schenkelhalsbrüche mit der
extraartikulären Methode von Sven Johansson.
Zbl. Chir. 62, 137 (1935)
19. Böhler, L.:
Die Technik der Knochenbruchbehandlung.
Maudrich Verlag, Wien 1937, 5. Auflage Bd. 1
20. Böhler, L.:
Die Technik der Knochenbruchbehandlung.
Maudrich Verlag, Wien 1941, 7. Auflage Bd. 1

21. Böhler, L.:
Die Technik der Knochenbruchbehandlung.
Untertitel: Die Markraumnagelung nach Küntscher.
Maudrich Verlag, Wien 1945, 9.-11. Auflage Bd. 3
22. Böhler, L.:
Gekreuzte Bohrdrähte, ein einfaches Prinzip der Osteosynthese.
Arch. orth. Unfall-Chir. 47, 242 (1955)
23. Böttger, D., Dahlke, H.:
Zur operativen Behandlung der per- und subtrochanteren Oberschenkel-frakturen mit der nichtsperrenden Laschenschraube nach Pohl.
Chirurg 34, 514 (1963)
24. Brückner, R., Serfling, H.J.:
Behandlung pertrockanterer Frakturen.
Beitr. Orthop. 17, 549 (1970)
25. v. Brunn, W.:
Kurze Geschichte der Chirurgie.
Springer Verlag, Berlin 1928
26. Brussatis, D., Casey, P.A., Plaass, U.:
Dokumentierte Ergebnisse der Schweizer AO von Plattenosteosynthesen bei Frakturen.
MOT 94, 105 (1974)
27. Burkhardt, G., Markwardt, D., Weygandt, A.:
Die Kirschner-Drahtbündelung proximaler Oberschenkel-frakturen.
Beitr. Orthop. 22, 267 (1975)
28. Buse, H.:
Untersuchungen zur Druckosteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur.
Arch. orth. Unfall-Chir. 71, 267 (1971)
29. Caldwell, J.A.:
The treatment of Fractures.
Thomas Verlag, Springfield Baltimore 1941
30. Compere, E., Banks, S., Compere, C.:
Frakturenbehandlung.
Thieme Verlag, Stuttgart 1966

31. Crone-Münzenbrock, A.:
Zur Behandlung der Claviculafrakturen.
Chirurg 29, 345 (1958)
32. Danis, R.:
Théorie et pratique de l'ostéosynthèse.
Masson Verlag, Paris 1949
33. Demel, R.:
Operative Frakturenbehandlung.
Springer Verlag, Wien 1926
34. Diehl, K.:
Verhinderung der Spongiosierung bei der Plattenosteosynthese durch eine Trennscheibe aus Silikon-Kautschuk.
Arch. orth. Unfall-Chir. 78, 82 (1974)
35. Diehl, K., Hanser, U., Hort, W., Mittelmeier, H.:
Biomechanische Untersuchungen über die maximalen Vorspannkräfte der Knochenschrauben in verschiedenen Knochenabschnitten.
Arch. orth. Unfall-Chir. 80, 89 (1974)
36. Diehl, K.:
Biomechanische Berechnungen und Untersuchungen zur Notwendigkeit der Hohlbiegung bei der Plattenosteosynthese.
Arch. orth. Unfall-Chir. 80, 247 (1974)
37. Diehl, K., Mittelmeier, H.:
Biomechanische Untersuchungen zur Hohlbiegung der Osteosyntheseplatten.
Z. Orthop. 112, 314 (1974)
38. Diehl, K., Mittelmeier, H.:
Biomechanische Untersuchungen zur Erklärung der Spongiosierung bei der Plattenosteosynthese.
Z. Orthop. 112, 235 (1974)
39. Diehl, K., Mittelmeier, H., Hanser, U.:
Verspannungskräfte und Knochendruck bei der Plattenosteosynthese unter statischen und dynamischen Bedingungen.
MOT 94, 51 (1974)
40. Diehl, K.:
Festigkeitsuntersuchungen von Unterschenkelosteosynthesen.
Arch. orth. Unfall-Chir. 82, 205 (1975)

41. Diehl, K., Harms, J., Hort, W., Mittelmeier, H.:
Biomechanische Untersuchungen zu Osteosynthesen im
metaphysären Bereich von Tibia und Femur mit selbst-
spannenden Winkelplatten.
Arch. orth. Unfall-Chir. 83, 29 (1975)
42. Diehl, K., Hanser, U., Hort, W.:
Erfassung mechanischer Beanspruchung von Skeletteilen
bei der Osteosynthese mittels Dehnungsmeßstreifen.
MOT 95, 72 (1975)
43. Ecke, H., Spitzer, G., Kraus, J.:
Die Operation von Schenkelhalsfrakturen mit dem star-
ren Führungsspieß und dem Doppelbildwandlersystem.
Mschr. Unfallh. 73, 153 (1970)
44. Eggers, G.W.N., Schindler, T.O.:
The influence of the contact-compression factor on
osteogenesis in surgical fractures.
J. Bone & Joint Surg. 31A, 693 (1946)
45. Eichler, J.:
Hitzeschäden am Knochen durch Kirschnerdrähte und
Steinmannnägeln.
MOT 95, 70 (1975)
46. Ender, H.G.:
Typen trochanterer Frakturen und ihre Fixation mit
elastischen Mondylennägeln.
Langenbecks Arch. Chir. 332, 879 (1972)
47. Erlacher, Ph.J.:
Die Technik des orthopädischen Eingriffs.
Springer Verlag, Wien 1928
48. Felsenreich, A.:
Operative Behandlung der frischen medialen Schenkel-
halsfraktur.
Maudrich Verlag, Wien 1937
49. Ferlić, P., Scholz, R., Stampfel, O., Zöch, G.:
Zur Marknagelung des Oberschenkelschaftbruches bei
"relativer Indikation".
Arch. orth. Unfall-Chir. 82, 31 (1975)
50. Fohl, Th.:
Die Knochennaht mittels Metallband nach Putti-Parham.
Zbl. Chir. 56, 2631 (1929)

51. Forgon, M.:
Bessere Stabilisierung der Schenkelhalsfraktur mittels Zugschrauben-Osteosynthese nach den Prinzipien der AO.
Arch. orth. Unfall-Chir. 81, 219 (1975)
52. Friedrich, U.:
Indikationen zur konservativen und operativen Behandlung von Oberarmschaftfrakturen.
Beitr. Orthop. 21, 63 (1974)
53. Fründ, H.:
Die Ursachen der Vereiterung implantierter Metallgegenstände bei Fixation von Knochenbrüchen und Knochenoperationen.
Zbl. Chir. 53, 2322 (1926)
54. Fürmaier, A.:
Zur Technik der Druckosteosynthese bei Kniegelenkrektion.
Chirurg 22, 143 (1951)
55. Garré, C., Küttner, H., Lexer, E.:
Handbuch der praktischen Chirurgie.
Enke Verlag, Stuttgart 1923, 3. Auflage Bd. 4
56. Gelbke, H.:
Zur konservativen und operativen Frakturbehandlung.
Chirurg 35, 457 (1964)
57. Gluck, Th.:
Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern.
Berliner klin. Wchnschr. 27, 421 (1890)
58. Götz, J., Schellmann, W.D.:
Kontinuierliche Verlängerung des Femur bei intramedullärer Stabilisierung.
Arch. orth. Unfall-Chir. 82, 305 (1975)
59. Goetze, W.:
Aufbau und Abbau bei der Frakturbehandlung als Wegweiser für die Behandlungsform.
Zbl. Chir. 54, 2077 (1927)

60. Gördes, W., Kossyk, W., Holländer, H.:
Histologische und histomorphometrische Veränderungen
bei Plattenosteosynthesen nach Osteotomien an der Ti-
bia des Kaninchens.
Arch. orth. Unfall-Chir. 82, 123 (1975)
61. Goymann, V.:
Zur Frage der Biegebeanspruchung metallischer Implan-
tate bei Verlängerungsosteotomien.
MOT 94, 168 (1974)
62. Greiffensteiner, H., Klarmann, O., Wustmann, O.:
Die Osteodrucksynthese mittels Doppeldrahtspannbügel
zur Behandlung von Pseudarthrosen.
Zbl. Chir. 73, 959 (1948)
63. Groh, P., Biehl, G., Harms, J.:
Ergebnisse der Osteosynthesen bei kindlichen inter-
trochanteren Femurosteotomien mit selbstspannenden
Winkelplatten.
MOT 94, 109 (1974)
64. Gruber, H., Wolfers, W.:
Die Kondylennagelung nach Küntscher bei pertrochante-
ren Frakturen: Indikation, Technik, Ergebnisse.
Mschr. Unfallh. 78, 371 (1975)
65. Haasch, K.:
Nagelungsergebnisse pertrochanterer Frakturen.
Chirurg 30, 168 (1959)
66. Haberkorn, R.:
Praktische Erfahrungen mit der Küntschernagelung.
Chirurg 20, 648 (1949)
67. Hackethal, F.:
Die Bündelnagelung.
Springer Verlag, Wien 1961
68. Hackstock, H., Hackenbroch, M.H.:
Verschiedene Fixationsmethoden des Schenkelhalsbruches
im statischen Belastungsversuch.
Arch. orth. Unfall-Chir. 66, 72 (1969)
69. Häbler, C.:
Die stabile Osteosynthese, Taschenbücher des Truppen-
arztes.
Lehmann Verlag, München-Berlin 1944

70. Hage, W.:
Marknagelung der Brüche am proximalen Ende des Oberarms.
Chirurg 25, 277 (1954)
71. Hanser, U.:
Werkstoffprüfverfahren für Osteosynthese-Drähte und
-Nägel.
MOT 95, 54 (1975)
72. Harms, J., Diehl, K., Kumposcht, P.:
Zur Biomechanik des Kompressionsnagels.
MOT 95, 120 (1975)
73. Hauberg, G.:
Weitere gute Erfahrungen mit der Federosteosynthese.
Chirurg 25, 315 (1954)
74. Hauck, G.J.:
Die Schenkelhalsdrahtung perthrochanterer Brüche.
Chirurg 19, 380 (1948)
75. Heim, U., Pfeiffer, K.M.:
Periphere Osteosynthesen.
Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1972
76. Helferich, B.:
Frakturen und Luxationen.
Lehmann Verlag, München 1921
77. Henderson, G.:
Internal fixation of fractures of the neck of the
femur.
Arch. Surg. 35, 419 (1937)
78. Henderson, M.S.:
Fractures from an operative viewpoint.
Z. org. Chir. 46, 412 (1929)
79. Herzog, K.:
Die Technik der geschlossenen Marknagelung des Ober-
schenkels mit dem Rohrschlitznagel.
Chirurg 31, 465 (1960)
80. Hess, H.:
Die Spannungskräfte der Druckplattenosteosynthese.
Bücherei des Orthopäden, Bd. 9
Enke Verlag, Stuttgart 1972

81. Hess, H.:
Praktische Anwendung von Bohrdraht und Cerclage bei Osteosynthesen.
MOT 95, 58 (1975)
82. Hildebrandt, G.:
Möglichkeiten und technische Besonderheiten der Osteosynthese mit der 95° Winkelplatte am proximalen Femur.
Beitr. Orthop. 20, 372
83. Hohmann, D., Dreyer, J., Friedrich, E.:
Ergebnisse der Plattenosteosynthesen bei hüftnahen Femurosteotomien.
MOT 94, 107 (1974)
84. Holz, U., Weller, S.:
Möglichkeiten der äußeren Fixation.
Chirurg 46, 97 (1975)
85. Hort, W., Diehl, K.:
Biomechanische Untersuchungen zur Osteosynthese kleiner menschlicher Röhrenknochen mit Kleinknochenplatten.
Arch. orth. Unfall-Chir. 83, 37 (1975)
86. Jäger, M., Dietschi, C., Ungethüm, M.:
Über das Verhalten der unversehrten und durchbohrten Tibia bei Biegebeanspruchung.
Arch. orth. Unfall-Chir. 76, 188 (1973)
87. Johansson, S.:
The operative treatment of collum femoris fractures.
Levin & Munksgaard Verlag, Kopenhagen 1934
88. Junge, H.:
Stabile Osteosynthese bei der subtrochanteren Femurfraktur.
Chirurg 28, 120 (1957)
89. Kaessmann, H.J.:
Stabile Osteosynthese durch den Kompressionsnagel.
Chirurg 37, 272 (1966)
90. Kaessmann, H.J., Hopf, G., Koch, H., Lattermann, D., Stankovic, P., Hardt, J., Kunith, W.:
Experimentelle Untersuchungen über die mechanische Belastbarkeit der Hüftkopfspongiosa als Voraussetzung für die axiale Druckosteosynthese nach Schenkelhalsfrakturen.
Arch. orth. Unfall-Chir. 74, 146 (1972)

91. Kaessmann, H.J., Hopf, G., Koch, H., Lattermann, D., Stankovic, P., Hardt, J., Kunith, W.:
Die Verbesserung der Stabilität einer Osteosynthese nach Schenkelhalsfraktur mittels axialer Kompressionsverschraubung.
Arch. orth. Unfall-Chir. 74, 155 (1972)
92. Kaute, B., Helms, R., Nasenband, K.:
Untersuchung der mechanischen Verhältnisse bei hüft-nahen Schenkelhalsfrakturen zum Zwecke der Gestaltung wirksamer und sicherer Implantate.
Fortschr. Ber. VDI-Z. Reihe 17, Bd. 1 (1973)
93. Keyl, W.:
Pers. Mitteilung.
94. Killmer, G.:
Zur Versorgung trochanterer Oberschenkelbrüche mit dem Jewitt'schen Laschennagel.
Chirurg 22, 356 (1951)
95. Kinzl, L., Perren, S.M., Burri, C.:
Veränderungen mechanischer Qualität der unter Druckplatten liegenden Knochenkortikalis (Stressprotection).
Langenbecks Arch. Chir. Suppl. Forum 1974, 216
96. Kirschner, M.:
Die Chirurgie.
Urban & Schwarzenberg Verlag, Berlin-Wien 1926
97. Kirschner, M.:
Technik der Knochennaht.
Arch. klin. Chir. 121, 635 (1930)
98. König, F.:
Über Berechtigung frühzeitiger Eingriffe bei subcutanen Knochenbrüchen.
Arch. klin. Chir. 76, 725 (1905)
99. König, F.:
Die blutige Reposition (Osteosynthese) bei frischen subcutanen Knochenbrüchen.
Erg. d. Chir. u. Orth. 8, 157 (1914)
100. König, F.:
Operative Chirurgie der Knochenbrüche.
Springer Verlag, Berlin 1931

101. Kopp, P.:
Vergleichende Untersuchungen zwischen Einzelnagelung
und Doppelbolzung der medialen Schenkelhalsfraktur.
Beitr. Orthop. 21, 428 (1974)
102. Kopp, P.:
Die erweiterte primäre Doppelbolzung der medialen
Schenkelhalsfraktur.
Beitr. Orthop. 22, 253 (1975)
103. Kraus, W., Lechner, F.:
Die Heilung von Pseudarthrosen und Spontanfrakturen
durch strukturbildende elektrodynamische Potentiale.
Mü. med. Wchnschr. 114, 1814 (1972)
104. Krebs, H.:
Zur Therapie des medialen Schenkelhalsbruches.
Mschr. Unfallh. 73, 393 (1970)
105. Kroener, D.:
Zur Stabilität von Schenkelhalsosteosynthesen.
Chirurg 37, 71 (1966)
106. Küntscher, G.:
Die Technik der Drehosteotomie.
Chirurg 23, 74 (1952)
107. Küntscher, G.:
Die Technik des Aufweitens der Markhöhle.
Chirurg 30, 28 (1959)
108. Küntscher, G.:
Mark-, Pinsel- oder Bündelnagelung.
Chirurg 34, 111 (1963)
109. Küntscher, G.:
Wahl des passenden Marknagels.
Chirurg 35, 114 (1964)
110. Küntscher, G.:
Die Nagelung des Defekttrümmerbruches.
Chirurg 35, 277 (1964)
111. Küntscher, G.:
Zur operativen Behandlung der pertrochanteren Frakturen.
Zbl. Chir. 91, 281 (1966)

112. Kuchenreuter, G.:
Erfahrungen bei der Verschraubung der Verrenkung im
Acromio-Clavicular-Gelenk nach Bosworth.
Chirurg 27, 250 (1956)
113. Küppermann, A.:
Osteosynthese mit konservierten Knochen.
Mschr. Unfallheilk. 60, 74 (1957)
114. Lambotte, A.:
L'intervention opératoire dans les Fractures récentes
et anciennes.
Lamertin Verlag, Bruxelles 1907
115. Lange, F., Schede, F., Hohmann, G.:
Ergebnisse der Kriegsorthopädie.
Erg. d. Chir. u. Orth. 13, 647 (1921)
116. Lange, M.:
Entstehung und Behandlung einer Pseudarthrose in ei-
ner alten Femurfraktur.
Mü. med. Wochschr. 21, 854 (1925)
117. Lange, M.:
Orthopädisch chirurgische Operationslehre.
Bergmann Verlag, München 1962
118. Lange, M.:
Orthopädisch chirurgische Operationslehre, Untertitel:
Neueste Operationsverfahren.
Bergmann Verlag, München 1968
119. Lechner, F.:
Die Behandlung von Knochenbruchheilungsstörungen mit
elektromagnetischen Potentialen.
Mschr. Unfallheilk. 77, 245 (1974)
120. Leemann, R.A.:
Die "Falzcerclage" als technische Verbesserung der
Drahtumschlingung bei Brüchen der langen Röhrenknochen.
Chirurg 28, 60 (1957)
121. Leffmann, R.:
Die Anwendung der Schanz'schen Bohrschrauben und Kno-
chennägel.
Chirurg 3, 115 (1931)

122. Leimbach, G.:
Unfallchirurgische Operationen an Knochen und Gelenken.
Hippokrates Verlag, Stuttgart 1962
123. Lentz, A.:
Ergebnisse der Behandlung von schweren Tibiakopfbrüchen mit der Spongiosafeder.
Chirurg 27, 252 (1956)
124. Lexer, F.:
Die gesamte Wiederherstellungschirurgie.
Barth Verlag, Leipzig 1931
125. Ludloff, B.:
Aufbau und Abbau bei der Frakturbehandlung als Wegweiser für die Behandlungsform.
Zbl. Chir. 54, 2078 (1927)
126. Maatz, R.:
Federosteosynthese.
Jansen Verlag, Kiel 1951
127. Maatz, R.:
Die Behandlung des Tibiakopfbruches mit der Spongiosafeder.
Chirurg 27, 247 (1956)
128. Maatz, R.:
Osteosynthese an der Elle.
Chirurg 28, 24 (1957)
129. Maatz, R., Haasch, K.:
Wesen und Technik der Nagelung pertrochanterer Oberschenkelbrüche mit dem geraden Küntschernagel.
Chirurg 30, 177 (1959)
130. Magnus, G.:
Zur Technik der Knochennaht.
Zbl. Chir. 53, 2514 (1926)
131. Magnuson, P.:
Holding fractures with absorbable Material - Ivory Plates and Screws.
Orth. Surg. 14, 417 (1913)

132. Mann, J., Friedel, W.:
Percutane Spickdrahtosteosynthese zur Versorgung von
perthrochanteren Oberschenkelbrüchen.
Beitr. Orthop. 18, 525 (1971)
133. Matter, P., Brennwald, J., Perren, S.M.:
Knochenumbau bei der Druckplattenosteosynthese.
MOT 94, 61 (1974)
134. Matti, H.:
Die Knochenbrüche und ihre Behandlung.
Springer Verlag, Berlin 1922, 1. Auflage Bd. 2
135. Matti, H.:
Die Knochenbrüche und ihre Behandlung.
Springer Verlag, Berlin 1931, 2. Auflage Bd. 1
136. Mittelmeier, H.:
Piezoelektrische und spannungsoptische Untersuchungen
zur Biomechanik der Schraubenosteosynthese.
Z. Orthop. 110, 893 (1972)
137. Mittelmeier, H.:
Prinzipien der Osteosynthese mit "selbstspannenden
Platten".
MOT 94, 90 (1974)
138. Mittelmeier, H.:
Draht und Nagel als Osteosynthesemittel.
MOT 95, 49 (1975)
139. Müller, M.E.:
Die Verwendung von Kunstharzen in der Knochenchirurgie.
Arch. orth. Unfall-Chir. 54, 313 (1962)
140. Müller, M.E., Allgöwer, M., Willenegger, H.:
Das Manual der Osteosynthese.
Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1969
141. Müller, M.E., Perren, S.M.:
Callus und primäre Knochenheilung.
Mschr. Unfallheilk. 75, 442 (1972)
142. Müller, J., Schenk, R.:
Zuggurtungsplatten-Osteosynthese zur Behandlung von
Pseudarthrosen der langen Röhrenknochen.
Mschr. Unfallheilk. 74, 253 (1971)

143. Muhr, G. Tscherne, H., Szyskowitz, R.:
Die Verbundosteosynthese bei pertrochanteren Frakturen.
Mschr. Unfallheilk. 78, 354 (1975)
144. Muller, J.N., Babin, S., Schlitz, E., Macler, J.:
Die Osteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur durch einen "Spreizdübel".
Chirurg 43, 290 (1972)
145. Novak, V.:
Beitrag zur operativen Behandlung der Knochenbrüche.
Zbl. Chir. 56, 279 (1929)
146. Nussbaum, A.:
Über Knochennaht.
Bruns' Beitr. klin. Chir. 142, 441 (1930)
147. Oest, O.:
Prinzipien der Plattenanwendung bei der Osteosynthese.
MOT 94, 88 (1974)
148. Parin, V.:
Zur operativen Behandlung nichtverwachsener Knochenbrüche.
Z. org. Chir. 37, 564 (1927)
149. Patel, A.:
50 cas d'osteosynthèse pour fracture spiroides, du tibia non compliqués.
Z. org. Chir. 42, 556 (1928)
150. Pauwels, F.:
Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte.
Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1973
151. Pauwels, F.:
Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung.
Z. Orthop. 111, 681 (1973)
152. Unveröffentlichtes Manuskript "Chemische Rundschau".
Pers. Mitteilung von Perren, S.M.

153. Perren, S.M., Huggler, A., Russenberger, M., Allgöwer, M., Mathys, R., Schenk, R., Willenegger, H., Müller, M.E.:
The reaction of cortical Bone to Compression.
Acta orth. Scand. Suppl. 125, 19 (1969)
154. Perren, S.M., Russenberger, M., Steinemann, S., Müller, M.E., Allgöwer, M.:
A Dynamic Compression Platte.
Acta orth. Scand. Suppl. 125, 31 (1969)
155. Perren, S.M., Hayes, C.:
Biomechanik der Plattenosteosynthese.
MOT 94, 56 (1974)
156. Perren, S.M., Ganz, R., Rüter, A.:
Oberflächliche Knochenresorptionen um Implantate.
MOT 95, 6 (1975)
157. Pitzen, P.:
Die operative Schienung der spondylitischen Wirbelsäule mit Zelluloidstäben.
Zbl. Chir. 49, 1134 (1922)
158. Proske, G.:
Kompressionsbehandlung von Schrägbrüchen durch Spanndrahtumschlingung.
Chirurg 26, 368 (1955)
159. Refior, H.J., Meister, P., Matzen, K.:
Untersuchungen zum Verhalten der Mikrostruktur der menschlichen Kortikalis nach Druckplattenosteosynthese.
Arch. orth. Unfall-Chir. 81, 45 (1975)
160. Rehbein, F.:
Druckschrauben und Spanndraht bei Osteotomien und Osteosynthesen.
Chirurg 19, 506 (1948)
161. Rehbein, F.:
Zur Nagelung pertrochanterer Oberschenkelbrüche.
Chirurg 19, 562 (1948)
162. Reimers, C.:
Die dorsale Spanverstrebung von Wirbelsäuleabschnitten mittels innerer Schienung.
Chirurg 27, 10 (1956)

163. Remé, H.:
Die Lezius-Nagelung bei pertrochanteren Frakturen. Indikation, Technik, Ergebnisse bei 683 Fällen.
Mschr. Unfallheilk. 78, 379 (1975)
164. Riede, U.N., Rüedi, Th., Rohner, Y.L.E., Perren, S.M., Guggenheim, R.:
Quantitative und morphologische Erfassung der Gewebereaktion auf Metallimplantate (Osteosynthesematerial).
Arch. orth. Unfall-Chir. 78, 199 (1974)
165. Riede, U.N., Rüedi, Th., Limacher, F.:
Quantitative und morphologische Erfassung der Gewebereaktion auf Metallimplantate (Osteosynthesematerial).
Arch. orth. Unfall-Chir. 79, 205 (1974)
166. Riedl, K., Kohout, F., Rütt, A.:
Erste Erfahrungen mit der Ultraschallosteosynthese.
Arch. orth. Unfall-Chir. 82, 349 (1975)
167. Ritter, G., Grünert, A., Schweikert, C.H.:
Experimentelle Untersuchungen über die elastische Druckverformung des Knochenschafftes.
Z. Orthop. 111, 791 (1973)
168. Ritter, G., Grünert, A.:
Experimentelle Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften des Knochens im Hinblick auf die Druckosteosynthesen.
Arch. orth. Unfall-Chir. 75, 302 (1973)
169. Ritter, G., Grünert, A.:
Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität von Schenkelhalsfrakturen mit Verbundosteosynthesen.
Arch. orth. Unfall-Chir. 79, 153 (1974)
170. Ritter, G., Grünert, A.:
Zu den biomechanischen Voraussetzungen für Druckosteosynthesen an der Tibia.
Hefte Unfallheilk. 117, 38 (1974)
171. Rüder, F.B.:
Ein neues Instrument für Knochennagelungen, der Nagelversenker.
Zbl. Chir. 54, 2886 (1927)

172. Rüedi, Th., Kolbow, H., Allgöwer, M.:
Erfahrungen mit der dynamischen Kompressionsplatte
(DCP) bei 418 frischen Unterschenkelbrüchen.
Arch. orth. Unfall-Chir. 82, 247 (1975)
173. Rush, L., Gelbke, H.:
Atlas der intramedullären Frakturfixation nach Rush.
Barth Verlag, München 1957
174. Schanz, A.:
Die Sicherung der Resultate orthopädischer Osteotomien.
Zbl. Chir. 50, 1167 (1923)
175. Schautz, R., Wilhelm, A.:
Zur Osteosynthese der Claviculafraktur.
Chirurg 34, 154 (1963)
176. Scheidt, R.:
Betrachtungen zur Behandlung der pertrochanteren Femurfraktur.
Chirurg 20, 641 (1949)
177. Scheidt, R.:
Zur Behandlung pertrochanterer Femurfrakturen.
Chirurg 21, 225 (1950)
178. Scheuba, G.:
Die Osteosynthese mit dem Kunstharz Palacos.
Chirurg 37, 506 (1966)
179. Schlag, G., Hable, W.:
Die gedeckte Bohrdrahtosteosynthese des stark verschobenen kindlichen suprakondylären Oberarmbruchs.
Mschr. Unfallheilk. 74, 97 (1971)
180. Schmelzeisen, H., Fengler, A., Meinhardt, U., Renné, J., Schauwecker, F.:
Infizierte Tibiaschaftpseudarthrosen, Behandlung und Ergebnisse.
Arch. orth. Unfall-Chir. 82, 337
181. Schmidt, G.Ph., Wilhelm, K., Winhorst, Ch., Runzheimer, J.:
Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage der intramedullären Schienung von Röhrenknochen mit Polymethylmetacrylat.
Arch. orth. Unfall-Chir. 73, 157 (1972)

182. Schmidt, H.:
Kompressionsklammer bei Spaltbruch der Tibia.
Chirurg 2, 335 (1930)
183. Schneider, R.:
10 Jahre AO.
AO-Dokumentationszentrale, Bern 1969
184. Schuchardt, K.:
Die Krankheiten der Knochen und Gelenke.
Enke Verlag, Stuttgart 1899
185. Schuhmacher, G., Buchmann, G.:
Die Osteosynthese mit Knochenspänen unter axialem
Druck.
Arch. orth. Unfall-Chir. 71, 191 (1971)
186. Schumpelick, W.:
Die stabilere Osteosynthese des medialen Schenkel-
halsbruches mit der verbundenen Doppelschraube.
Chirurg 26, 131 (1955)
187. Schuster, J.:
Metallurgische Untersuchungen von Osteosynthesemate-
rial aus V4a-Stahl.
Mschr. Unfallheilk. 73, 13 (1970)
188. Schuster, F., Lux, F., Zeisler, R.:
Untersuchung der Metallose durch Neutronenaktivie-
rungsanalyse.
Mschr. Unfallheilk. 76, 537 (1973)
189. Seifert, E.:
Zu der Arbeit von H. Fründ im Zbl. Chir. 1926, H. 37.
Zbl. Chir. 53, 3105 (1926)
190. Semlitsch, M.:
Implantatmetalle für Platten, Schrauben und künstliche
Gelenke in der Knochenchirurgie.
Techn. Rundschau Sulzer 1972, 245
191. Sommer, R.:
Zur Fixation reponierter Bruchflächen.
Zbl. Chir. 59, 2403 (1932)

192. Speed, J.S., Hugh, D., Smith, G.:
Campbells operative Orthopedics.
Mosby Verlag, St. Louis 1949
193. Steindler, A.:
Orthopedic Operations.
Thomas Verlag, Springfield Baltimore 1947
194. Streli, R.:
Zur Therapie der Tibiakopffrakturen - neue Kondylen-
platte.
Mschr. Unfallheilk. 73, 127 (1970)
195. Stühmer, G. Pelet, D.:
Die Behandlung der pertrochanteren Femurfraktur mit
Winkelplatte.
Mschr. Unfallheilk. 78, 341 (1975)
196. Träger, K.H.:
Erste Erfahrungen mit der elektromagnetischen Feld-
spulenbehandlung nach Kraus-Lechner.
Z. Orthop. 113, 810 (1975)
197. Teubner, E.:
Die Festigkeitswerte des Lezius-Nagels.
Mschr. Unfallheilk. 78, 385 (1975)
198. Tönnis, D.:
Die zweifache Zuggurtung mit Kirschnerdrähten - eine
verbesserte Technik zur Versorgung von Kniescheiben-
brüchen.
Mschr. Unfallheilk. 73, 281 (1970)
199. Tscherne, H., Szyskowitz, R.:
Die Spickdraht-Osteosynthese.
Chirurg 46, 105 (1975)
200. Uthoff, H.K.:
Mechanical factors influencing the holding power of
screws in compact bone.
J. Bone & Joint Surg. 55 B, 633 (1973)
201. Ungethüm, M.:
Pers. Mitteilung

202. Viernstein, K., Keyl, W.:
Druckosteosynthese bei Schenkelhalsfrakturen.
Aktuelle Medizin-Beilage zur Mü. med. Wchschr.
(wie 116) 14 (1971)
203. Viernstein, K.:
Pers. Mitteilung
204. Vulpius, O., Stoffel, A.:
Orthopädische Operationslehre.
Enke Verlag, Stuttgart 1913
205. Weber, B.G.:
Grundlagen und Möglichkeiten der Zuggurtungsosteosynthese.
Chirurg 35, 81 (1964)
206. Wegner, D., Braun, G.:
Die Vereinfachung der Rundnagelung nach Lezius-Herzer.
Chirurg 37, 77 (1966)
207. Weigert, M.:
Stellungnahme zur Arbeit von U. Bauer, L. Kinzl, D. Wolter: "Untersuchungen zur Knochenbruchheilung unter Einfluß von elektrischem Gleichstrom".
Z. Orthop. 113, 290 (1975)
208. Weigert, M.:
Indikationen, Technik und Komplikationen der Drahtextension.
MOT 95, 68 (1975)
209. Wilhelm, K.:
Pers. Mitteilung
210. Wirth, C. Crawford, J., Campbell, J., Michael, J., Askew, M.S., Mow, C.:
The biomechanical effects of compression-Plates applied to fractures.
J. of Trauma 14, 563 (1974)
211. Witte, H.J.:
Beitrag zur stabilen Osteosynthese der subcapitalen Oberarmfraktur.
Chirurg 19, 512 (1948)

212. Zenker, H., Hepp, W., Ungethüm, M., Bruns, H.:
Sind von einer sogenannten elastischen Osteosynthese-
platte gegenüber einer starren Platte Vorteile für die
Knochenbruchheilung zu erwarten?
Z. Orthop. 113, 765 (1975)

:

Lebenslauf

Ich wurde am 9. 1. 1952 als zweiter Sohn des Bankkaufmannes Franz Krug und seiner Frau Albertine, geb. Geiger, in Augsburg geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule an meinem Heimatort Stadtbergen von 1958 - 1962 wechselte ich in das Humanistische Gymnasium bei St. Stephan in Augsburg über. Dort legte ich am 19. Juni 1971 die Reifeprüfung ab.

Mein Medizinstudium nahm ich im WS 71/72 an der Ludwig-Maximilians-Universität in München auf. Im Oktober 1972 unterzog ich mich der naturwissenschaftlichen Vorprüfung und im Oktober 1973 dem Physikum.

Den klinischen Teil meines Studiums absolvierte ich nach der Neuen Approbationsordnung. Den Ersten Abschnitt der ärztlichen Prüfung bestand ich im September 1974, den Zweiten Abschnitt im September 1976. Am 19. Oktober 1977 bestand ich den Dritten Abschnitt der ärztlichen Prüfung und erhielt am 26. Oktober 1977 meine Approbation als Arzt.

